



**Fábio Maurício  
Oliveira Marques**

**FIREMAN: Sistema Android para Gestão  
Respiratória de Bombeiros em Equipa**

**FIREMAN: FIREfighter team brEathing Management  
system using ANDroid**





**Fábio Maurício  
Oliveira Marques**

**FIREMAN: Sistema Android para Gestão  
Respiratória de Bombeiros em Equipa**

**FIREMAN: FIREfighter team brEathing Management  
system using ANDroid**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computadores e Telemática, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor José Maria Amaral Fernandes, Professor Auxiliar do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, e da Doutora Susana Manuela Martinho dos Santos Baía Brás, Investigadora do IEETA, Departamento de Eletrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.



*Dedico este trabalho aos meus pais e irmãos.*

*I dedicate this work to my parents and brothers.*



**o júri / the jury**

presidente / president

**Prof. Doutor Rui Manuel Escadas Ramos Martins**  
Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica  
Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

**Prof. Doutor Miguel Tavares Coimbra**  
Professor Auxiliar do Departamento de Ciência de  
Computadores da Faculdade de Ciências da Universidade  
do Porto

**Prof. Doutor José Maria Amaral Fernandes**  
Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica  
Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

**Doutora Susana Manuela Martinho dos Santos Baía Brás**  
Investigadora do IEETA e do Departamento de Electrónica  
Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro





## **Agradecimentos / acknowledgements**

É com prazer que aproveito esta oportunidade para tecer alguns agradecimentos às pessoas que contribuíram determinadamente no trabalho apresentado neste documento.

Em primeiro lugar agradeço especialmente aos meus orientadores. Ao Professor Doutor José Maria Fernandes por me ter conferido a oportunidade de realizar este projeto, pela incondicional disponibilidade que sempre demonstrou e enorme sentido de oportunidade na condução dos trabalhos. À Doutora Susana Manuela Brás por toda a paciência, compreensão, conhecimentos e organização que me conseguiu transmitir. Adicionalmente, um obrigado aos Professores Doutores Manuel Bernardo Cunha e João Paulo Cunha pelas pontuais, mas valiosas, contribuições.

Um obrigado aos meus companheiros de laboratório pelo bom ambiente de trabalho criado, em especial ao Eng. Paulo Azevedo por todo o apoio técnico e sempre pronta partilha de conhecimentos. Agradeço também ao Eng. Óscar Pereira, por toda a experiência que partilhou, e ao Ricardo Moreira pelo auxílio na resolução dúvidas e ansiedades comuns.

Agradeço muito sentidamente aos meus pais, José Marques e Regina Oliveira, a força e determinação que irradiam. Agradecimento extensível aos meus irmãos, Débora e Hugo, que me proporcionam os momentos de maior descontração e conforto.

Por todo o apoio logístico e de camaradagem, agradeço à Associação Humanitária dos Bombeiros Voluntários de Vouzela, aos seus operacionais, mas em especial ao 2º Comandante Paulo Jorge M. Teixeira que acompanhou de perto todo este projeto providenciando prontamente todos os recursos que necessitei. Também pela disponibilização de recursos, um obrigado aos Bombeiros Novos de Aveiro, na pessoa do seu Comandante Ricardo Jorge Fradique.

Por fim, obrigado aos amigos que me acompanharam nesta última etapa académica, nomeadamente o Bruno Silva e Daniel Santos, partilhando conhecimentos, angústias e sucessos.



## Palavras-chave

Bombeiros, Sistemas de Monitorização, Computação Móvel, Aparelhos Respiratórios, Padrões Respiratórios, Detecção de Alarme

## Resumo

Os bombeiros atuam, quotidianamente, em cenários bastante adversos, podendo as condicionantes ser tão extremas (e. g. fumos, gases, temperatura) que tornem necessário o recurso a dispositivos de respiração artificial, denominados por Aparelho Respiratório Isolantes de Circuito Aberto (ARICA). Neste sentido, e dada a importância da função respiratória para a saúde dos operacionais, torna-se pertinente a utilização de novas soluções tecnológicas que permitam auxiliar os bombeiros, na monitorização respiratória, quando estes utilizam o ARICA.

Na presente dissertação descreve-se a concepção do sistema FIREMAN, para a monitorização respiratória em bombeiros que utilizam ARICA com suporte do *VitalAir* (dispositivo, agregado ao ARICA, para aquisição de sinal respiratório). A aplicação central do FIREMAN consiste num módulo de análise respiratória integrado na aplicação *DroidJacket*, aplicação de monitorização de equipas de bombeiros. Este módulo permite a identificação de variáveis de interesse no domínio da respiração (e.g. padrões respiratórios, autonomia e consumo instantâneo do ARICA) permitindo detectar potenciais situações de risco no Teatro de Operações. Como prova de conceito, desenvolveu-se uma aplicação Web, que permite a visualização da informação respiratória obtida por meio da aplicação móvel do FIREMAN.

A avaliação do FIREMAN consistiu na demonstração do sistema a bombeiros e em provas de esforço, em 5 bombeiros com diferente grau de experiência na utilização do ARICA, onde foi evidente o potencial do sistema em identificar diferentes níveis de esforço.

O sistema FIREMAN poderá cobrir uma lacuna encontrada na monitorização e estudo dos danos que as operações de socorro induzem nos operacionais (e.g. patologias, stress), constituindo uma boa base de suporte no Teatro de Operações. Adicionalmente, e enquanto resultado científico, ressalta-se a aceitação de uma publicação do FIREMAN numa conferência internacional da área científica.



**Keywords**

Firefighter, Monitoring Systems, Mobile/Android, SCBA, Breathing Ventilation Patterns, Alarms Detection

**Abstract**

Firefighters work, every day, under very adverse scenarios, the constraints may be so extreme (e. g. smoke, gases, temperature), requiring the use of artificial respiration devices, called Self-Contained Breathing Apparatus (SCBA). In this sense, and given the importance of respiratory function for the health of operational, it is pertinent to use new technology solutions helping those firefighters in the respiratory monitoring, when they use SCBA.

This dissertation describes the design of the system FIREMAN, for respiratory monitoring for firefighters using SCBA supported by *VitalAir* (device added to SCBA for acquiring the respiratory signal). The FIREMAN main application consists in an analysis module, integrated in the respiratory *DroidJacket* application (monitoring application for firefighters' team). This module allows the identification of variables of interest in the field of respiration (e. g. breathing patterns, autonomy and instantaneous consumption of SCBA) allowing the detection of potential risky situations in the operation scenarios. As a proof of concept, we developed a web application that allows the visualization of respiratory information obtained by the mobile application.

The system was evaluated by practical demonstration, and by exercise tests, in 5 firefighters with different levels of experience in the use of SCBA. The system potential was evident in the identification of different effort levels.

The FIREMAN system can cover a gap found in the monitoring and study of the damage induced by the operations in the firefighters (e. g. diseases, stress), providing a good basis of support in the operation scenarios. Additionally, and as a scientific result, it should be emphasized the acceptance of a publication (about the FIREMAN system) in an international conference.



# Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Contexto .....	3
1.2	Objetivos .....	4
1.3	Estrutura da Dissertação.....	6
2	Estado da Arte .....	7
2.1	O ARICA .....	7
2.2	Protocolo de Atuação no Cenário.....	10
2.3	A Respiração Humana.....	12
2.3.1	Respiração .....	13
2.3.2	Ventilação.....	13
2.3.3	Caracterização do processo de Ventilação.....	16
2.3.4	Padrões de Ventilação .....	17
2.4	Sistemas de Monitorização.....	19
2.5	VitalResponder.....	21
2.5.1	<i>VitalAir</i> .....	21
2.5.2	<i>O DroidJacket</i> .....	23
3	Caracterização dos Padrões Respiratórios .....	25
3.1	V.A.S.A.: A Ferramenta de Análise.....	25
3.1.1	Leitura e Reconhecimento das tramas .....	26
3.1.2	Visualização do sinal .....	26
3.2	Algoritmo de Segmentação do Sinal de Ventilação .....	28
3.3	Detetores de Padrões e Eventos.....	32
3.3.1	Padrões .....	33
3.3.2	Eventos .....	34
3.4	Conclusões .....	37
4	FIREMAN .....	39
4.1	Visão Geral do Sistema .....	39
4.2	Implementação do Módulo de Processamento do Sinal Respiratório .....	40
4.2.1	Reconhecimento e Análise de Tramas.....	41
4.2.2	Detetores.....	42
4.3	Integração no <i>DroidJacket</i> .....	43
4.3.1	Aquisição e Armazenamento de dados.....	44
4.3.2	Interação com o utilizador .....	46
4.3.3	Interação com Aplicação <i>Web</i> .....	48
4.3.4	Monitorização Respiratória .....	50
4.4	Aplicação <i>Web</i> .....	51
4.4.1	<i>VA_WebService</i> .....	52
4.4.2	<i>VA_WebInterface</i> .....	54
5	Avaliação do FIREMAN.....	59
5.1	Demonstração do sistema.....	59
5.1.1	Instalação do sistema .....	60
5.2	Prova de esforço .....	64
5.2.1	Sujeitos .....	65
5.2.2	Resultados.....	67
6	Conclusão e Trabalho Futuro .....	77
6.1	Conclusões .....	77
6.2	Trabalho Futuro.....	78
	Referências .....	81
	Apêndices .....	85
	Apêndice A.....	85





# Lista de Figuras

Figura 1.1 - Material de proteção individual para Incêndios urbanos, ARICA incluído. Fonte: Figura adaptada de [1].	2
Figura 1.2 - Diagrama de intervenientes no cenário.	5
Figura 2.1 – Incêndio urbano/Industrial. Fonte: Figura adaptada de [11].	8
Figura 2.2 – Aparelho Respiratório Isolado de Circuito Aberto (ARICA) é composto por uma garrafa de ar comprimido (A), uma peça facial (B) que contem duas válvulas (1 e 2) e um manómetro (C). Fonte: Figura adaptada de [11].	8
Figura 2.3 – Anatomia do sistema respiratório. Fonte: Figura adaptada de <a href="http://o.cambler.com">http://o.cambler.com</a>	14
Figura 2.4 – Processo de Ventilação. Fonte: Figura adaptada de <a href="http://www.merckmanuals.com">http://www.merckmanuals.com</a>	14
Figura 2.5 – Ciclo de Ventilação. Fonte: Figura adaptada de <a href="http://www.merckmanuals.com">http://www.merckmanuals.com</a>	15
Figura 2.6 – <i>Draeger Bodyguard II / Draeger PSS Merlin</i> . Fonte: Figura adaptada de [35].	20
Figura 2.7 – sistema <i>VitalAir</i> , composto por um módulo no capacete (1A), um led RGB e sensor de pressão na peça facial (1B), o módulo do manómetro (2C) e o sensor de pressão na garrafa(2D)	21
Figura 2.8 – Aquisição experimental usando o <i>VitalAir</i> ao longo de 40 segundos: reconstruída a partir das tramas de variações de pressão dentro da peça facial. O gráfico de variação de pressão de ar no ARICA usando o <i>VitalAir</i> – <i>nesta figura podemos ver 8 ciclos respiratórios ao longo de 40 segundos. Os valores são em facial (conversão digital, pela ADC, dos valores em mm de coluna de água</i>	22
Figura 2.9 – Cenário de utilização do <i>DroidJacket</i> . Fonte: Figura adaptada de [9]	23
Figura 3.1 – <i>V.A.S.A. visão geral</i>	26
Figura 3.2 – Visualização gráfica do sinal de Ventilação	27
Figura 3.3 – Visualização gráfica do sinal de pressão da garrafa	27
Figura 3.4 - Comparação entre Sinal Original e Filtrado	28
Figura 3.5 - Segmentação em ciclos - código de cores: verde para inspiração, azul para expiração e vermelho representa a fase de descanso pulmonar.	29
Figura 3.6 - Robustez do Algoritmo	30
Figura 3.7 – Diagrama de estados	31
Figura 3.8 – Organização dos vetores do sinal em ciclos/fases	32
Figura 3.9 – Segmento de Padrão Respiratório Normal	33
Figura 3.10 – Segmento de Hipoventilação	34
Figura 3.11 - Segmento de Hiperventilação	34
Figura 3.12 – Consumo/Autonomia da garrafa. Até ao segundo 60 é usada uma estimativa de 40 litros minuto (17 minutos de autonomia) que logo podem ser ajustados com base na estimativa das medições (24 litros/minuto) e indicar que a autonomia real poderá ser estimada em 28 minutos	35
Figura 3.13 – Detecção de Apneia	36
Figura 3.14 - Hiperventilação Aguda	36
Figura 4.1 – Cenário de utilização do FIREMAN	39
Figura 4.2 - Diagrama do Módulo de Análise Local	41
Figura 4.3 – Nova Arquitectura do <i>DroidJacket</i> : figuras a azul ilustram componentes nativos ao <i>DroidJacket</i> e o componente a laranja os componentes adicionados	44
Figura 4.4 – Menu de conexão com <i>VitalAir</i> (I) e atividade de escolha de dispositivo a conectar (II)	45
Figura 4.5 - Receção e pré-reconhecimento de tramas	46
Figura 4.6 - Interface de monitorização respiratória - apresentando frequência respiratória (canto superior direito), consumo (canto superior esquerdo), autonomia (canto inferior direito), estado global do operador (canto inferior esquerdo) e desenho gráfico do sinal (centro).	46
Figura 4.7 – Ecrã de Alarme, exemplo de autonomia esgotada	47
Figura 4.8 - Interação entre atividade monitorização e pacote OpenGL[9]	48
Figura 4.9 - Interação do <i>DroidJacket</i> com aplicação <i>Web</i>	49
Figura 4.10 - Ilustração do funcionamento da monitorização Respiratória: I) monitorização durante o 1º minuto em é usada a estimativa de consumo por defeito; II) monitorização depois de adquirido o consumo do 1º minuto, e sua repercussão na estimativa de autonomia	51
Figura 4.11 - Arquitetura da Aplicação <i>Web</i>	52
Figura 4.12 - Estrutura do serviço <i>Web</i>	53
Figura 4.13 - Classe representativa de cada sessão	53
Figura 4.14 - Arquitetura da Interface <i>Web</i>	55
Figura 4.15 - Visualização genérica com 3 sessões de monitorização ativas: a verde bombeiro em boas condições, a amarelo bombeiro em perigo não imediato, a vermelho bombeiro em perigo imediato	56

Figura 4.16 - Página de visão detalhada.....	56
Figura 4.17 - Atualização da informação na interface .....	57
Figura 5.1 - Bombeiro equipado com <i>VitalAir</i> : A – módulo do capacete; B1 –unidade de processamento; B2 – sensor de pressão da garrafa.....	60
Figura 5.2 - Criação de utilizador <i>DroidJacket</i> : A - dados pessoais; B - lista de utilizadores; C - início de sessão com localização GPS .....	60
Figura 5.3 - Monitorização Respiratória <i>DroidJacket</i> : A - ecrã inicial; B - conectar <i>VitalAir</i> ; C – Listagem de dispositivos; D - monitorização iniciada.....	61
Figura 5.4 – Instalação do PC no VCOT .....	62
Figura 5.5 - Demonstração da Aplicação <i>Web</i> : A - visão geral; B- visão detalhada.....	62
Figura 5.6 - Validação dos algoritmos de consumo/autonomia: A - ecrã no minuto x; B - ecrã no minuto x+1 .....	63
Figura 5.7 - Prova de esforço do sujeito 2: A) descanso, B) caminhada, C) corrida, D) recobro .....	65
Figura 5.8 - Análise de dados conjunta: I) Frequências e II) Amplitudes respiratórias de todos os sujeitos ...	68
Figura 5.9 – Análise de dados do sujeito 1: I) Segmentos exportados do <i>V.A.S.A</i> , II) Mediana dos segmentos em gráficos de caixas e bigodes ( <i>boxplot</i> ) .....	70
Figura 5.10 - Análise de dados do Sujeito 2: I) Segmentos exportados do <i>V.A.S.A</i> , II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes.....	72
Figura 5.11 - Análise de dados do Sujeito 3: I) Segmentos exportados do <i>V.A.S.A</i> , II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes.....	73
Figura 5.12 - Análise de dados do Sujeito 4: I) Segmentos exportados do <i>V.A.S.A</i> , II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes.....	74
Figura 5.13 - Análise de dados do Sujeito 5: I) Segmentos exportados do <i>V.A.S.A</i> , II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes.....	75

# Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Soluções comerciais de monitorização .....	19
Tabela 4.1 - Classificação de Padrões Respiratórios .....	42
Tabela 4.2 - Classificação de parâmetros do ARICA .....	43
Tabela 4.3 - Relação entre estados e interface gráfica.....	47



# Lista de abreviaturas e acrónimos

**ADC** Analog-to-digital converter

**APS** Alarme pessoal de segurança

**ARICA** Aparelho Respiratório Isolante de Circuito Aberto

**CAN** Controller Area Network

**COS** Comandante das Operações de Socorro

**ECG** Eletrocardiograma

**RGB** Red Green Blue

**TO** Teatro de Operações

**UART** Universal asynchronous receiver/transmitter

**VCOC** Veículo de Comando e Comunicações

**VCOT** Veículo de Comando Tático



# 1 Introdução

No âmbito da proteção civil, de entre outros agentes, os bombeiros destacam-se pela polivalência de atuação, isto é, estes indivíduos encontram-se quotidianamente envolvidos em missões de: emergência pré-hospitalar, acidentes rodoviários, incêndios florestais/urbanos/industriais, catástrofes naturais, resgates em locais de difícil acesso, entre outras. Assim, e apesar do vasto leque de operações desempenhadas pelos bombeiros, existe um fator transversal a todas as missões que se prende com o risco de vida, tanto das vítimas como dos bombeiros. Dado este enredo, é de conclusão direta que o sucesso das operações e conseqüente bem-estar das vítimas, depende essencialmente do exímio desempenho dos socorristas.

Esta excelência de atuação é procurada pelos bombeiros sob duas perspetivas: a primeira incide na promoção de formação/treino dos operacionais nos vários tipos de ocorrências, ao passo que a segunda consiste na utilização de material de proteção individual [1] adequado às condições de atuação em cada teatro de operações. Sendo que, as exigências destas duas vertentes refletem-se numa grandeza proporcional ao risco que cada cenário encerra para os intervenientes.

Os cenários que mais perigos encerram para os bombeiros são os incêndios urbanos e industriais pois, no limite, as funções fisiológicas mais básicas são negadas ao operacional por via de circunstâncias como em espaços confinados, ar contaminado, altas temperaturas, fumos, entre outros [2]. Para além destas adversidades de índole física, os fatores psicológicos também são extremamente condicionantes pois a existência de vítimas, a possibilidade de queda das estruturas ou mesmo a gestão do esforço físico extremo, potenciam o aumento do stress afetando o discernimento dos operacionais [3] e o conseqüente sucesso das missões.

Nestas situações onde o normal funcionamento do sistema respiratório é posto em causa, os bombeiros recorrem ao Aparelho Respiratório Isolante de Circuito Aberto (ARICA). O ARICA é um aparelho de respiração artificial que integra o material de proteção individual recomendado aos bombeiros (Figura 1.1), e consiste num depósito de

ar comprimido, uma máscara pela qual o operador efetua as trocas gasosas e um manómetro que emite um único alarme sonoro quando o ar está prestes a esgotar-se.



**Figura 1.1 - Material de proteção individual para Incêndios urbanos, ARICA incluído. (Figura adaptada de [1]).**

O conceito de ARICA, tal como se conhece hoje em dia, começou a ser introduzido no contexto dos bombeiros na década de 50, nos Estados Unidos da América, passando a ser adotado em larga escala nos anos 70/80 [4]. Neste processo, o equipamento foi sofrendo alterações, sendo a normalização mais recente datada de 1998 e visou a certificação de uma unidade de alarme sonoro despoletado por um botão de stress (APS – alarme pessoal de segurança) [5], para notificar os restantes bombeiros que um elemento se sente em aflição.

Apesar de existirem várias soluções comerciais para sistemas ARICA, poucas foram as tentativas de evoluir o sistema e de melhor caracterizar os padrões respiratórios dos bombeiros quando o usam (e. g. normal, de risco) de forma a permitir melhorar a caracterização de parâmetros operacionais como a estimativa da autonomia do ARICA ou condições respiratórias anormais (e.g. pânico, esforço, fadiga, trauma).

As atuais soluções de monitorização de bombeiros, tanto comerciais como académicas, têm como principal objeto a aquisição e tratamento de sinais vitais conjugados com dados de localização geográfica entre outras variáveis de interesse (e.g. temperatura ambiente, postura corporal). Porém, existem grandes lacunas em relação à monitorização



respiratória pois várias soluções são adaptações de mecanismos de monitorização de atletas. Estas não estão ajustadas às necessidades de locomoção dos bombeiros, nem tão pouco têm em consideração as especificidades operacionais, tentando extrapolar para o uso do ARICA os resultados obtidos através de dispositivos de análise metabólica [6]. Apesar de estes não serem transponíveis para a utilização do ARICA, nem tendo sido testados em teatros de operação reais. Isto é também refletido na generalidade dos estudos encontrados, sobretudo no contexto médico que abordam o impacto do uso de aparelhos respiratórios pelos bombeiros, tanto ao nível físico como psíquico [6] [7] .

## 1.1 Contexto

O Instituto de Engenharia Eletrónica e Telemática de Aveiro, unidade de Investigação da Universidade de Aveiro, tem abordado o problema de suporte dos bombeiros em cenários reais nomeadamente no âmbito do projeto *VitalResponder*<sup>1</sup> (CMU/PT/CPS/0046/2008 - programa CMU-Portugal, financiado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia) em parceria com a Universidade do Porto e *Carnegie Mellon University* (CMU).

Como resultados desta linha de investigação, no presente momento existe já uma solução para quantificação dos padrões respiratórios do operador do ARICA (*VitalAir* [11]) e uma solução de monitorização de sinais vitais (*DroidJacket* [9] + *VitalJacket* [8]).

O *VitalAir* [11] é um sistema implementado em *hardware* adaptável ao sistema ARICA que permite quantificar os padrões respiratórios do operador através da medição das variações de pressão na peça facial.

O *DroidJacket* [9] é um dos resultados do projeto *VitalResponder* que consiste numa aplicação móvel com várias funcionalidades: 1) monitorização e armazenamento dos sinais vitais dos bombeiros, 2) processamento desta informação para deteção de alarmes (e.g. arritmias, quedas) e 3) propagar a informação seja operacional (e.g. alarmes) ou de suporte técnico (e.g. % das baterias do equipamento).

---

<sup>1</sup> Mais informações em <http://www.vitalresponder.pt>.

No entanto estas duas soluções não se encontram integradas. O *VitalAir* permite a aquisição do sinal respiratório, porém este não está estudado, o que consequentemente impede a sua integração no *DroidJacket*. É neste contexto que se insere o trabalho descrito nesta dissertação: associar as potencialidades oferecidas pelo sistema *VitalAir* à monitorização de bombeiros.

Como resultado científico desta dissertação, ressalta-se a aceitação de um artigo, descritor do sistema, para publicação na *17th ISWC International Symposium on Wearable Computers*, tema "*from Mobile to Wearable*" a realizar em Zurique, 9 a 12 de Setembro, 2013.

## 1.2 Objetivos

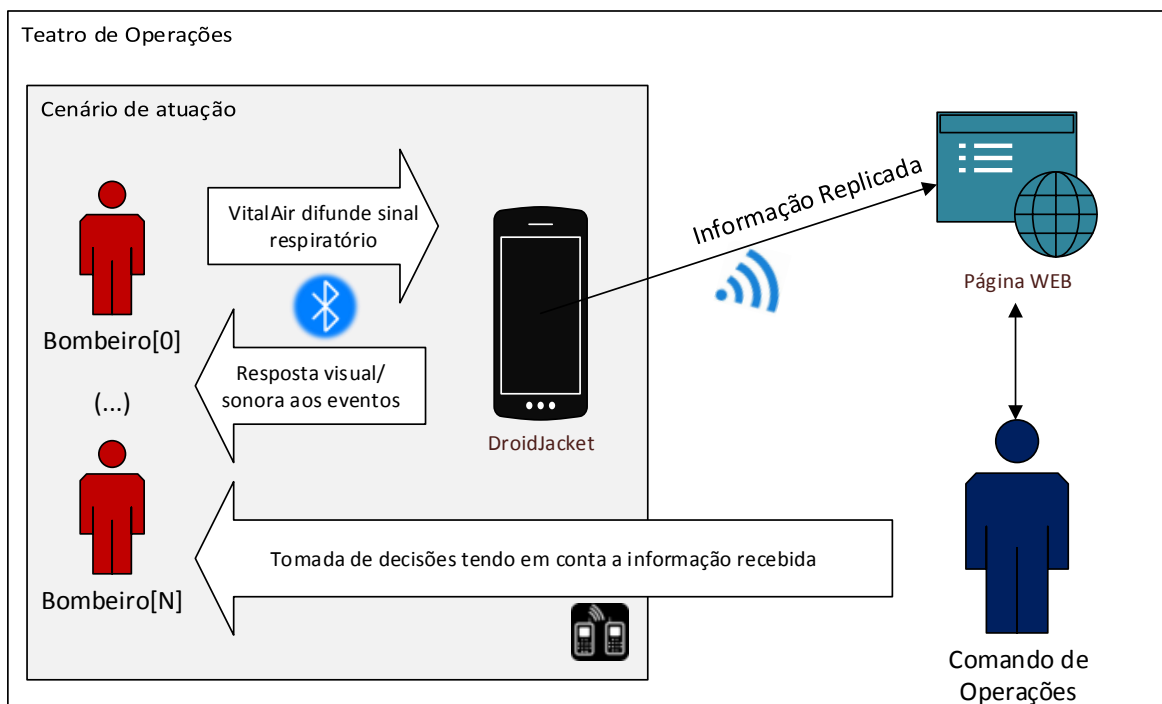
Dada a falta de inovação na monitorização dos padrões respiratórios dos bombeiros quando usam o ARICA o objetivo principal deste trabalho é a identificação de situações de ventilação críticas com impacto no desempenho e/ou saúde dos operacionais. Isto implicará:

- Relacionar padrões respiratórios com a fisiologia humana da função respiratória. - dada a falta de estudos nesta área é nosso objetivo identificar padrões que possam estar relacionados com tarefas físicas efetuadas pelos bombeiros num cenário operacional, de uma forma tão aproximada quanto possível. Pretendemos identificar padrões relevantes que possam ser associados a riscos para a saúde;
- Relacionar os padrões respiratórios com o consumo de ar para permitir aferir a autonomia do ARICA - É nossa expectativa que combinando estas informações será possível otimizar o desempenho do operador através da apresentação de estimativas de autonomia mais precisas do que as soluções atuais baseadas apenas em heurísticas com base na pressão do ar da garrafa do ARICA sem entrar em conta com os padrões do operador;
- Propor algoritmos que permitam a identificação dos padrões respiratórios e estimativas de autonomia suportada no desempenho do operador do ARICA;

- Desenvolver uma solução integrada com sistemas ARICA que permita a identificação de situações críticas, em tempo útil, com impacto no desempenho e/ou saúde dos operacionais com base nos algoritmos propostos.

Para alcançar estes objetivos será necessário integrar funcionalmente a solução de monitorização da função respiratória dos bombeiros do *VitalAir* no *DroidJacket* e estendê-la com a análise e processamento que permita a identificação de situações críticas com impacto no desempenho e/ou saúde dos operacionais – o resultado esperado deste trabalho.

Assim, o objetivo é aglutinar numa única solução móvel a monitorização de sinais vitais (ECG, ventilação) e variáveis ambientais (CO<sub>2</sub>, temperatura, GPS, autonomia do ARICA), alertando o operacional para as situações mais perigosas em cada uma das variáveis mensuráveis, com especial ênfase para a monitorização respiratória de bombeiros em cenários de incêndios urbanos e industriais. Tudo isto de forma ajustada às necessidades de locomoção (sistemas vestíveis e móveis) e operacionalidade dos bombeiros, como se apresenta na Figura 1.2.



**Figura 1.2 - Diagrama de intervenientes no cenário.**

Sendo o *VitalAir* a base tecnológica do projeto que permite a captação dos dados através de conexões *Bluetooth*, o *DroidJacket* será responsável pelo tratamento da informação localmente, fornecendo as respetivas respostas em função dos detetores. Adicionalmente, esta aplicação móvel reencaminhará o sinal respiratório, bem como os parâmetros calculados com base nele, para uma plataforma *Web*. Desta feita, os postos de comando operacional terão acesso a informação sobre o estado dos bombeiros em missão,

podendo agir em conformidade. A título de exemplo, ordenar a retirada de equipas em dificuldades físicas (comunicações via rádio), ou, no pior dos casos, enviar equipas de resgate a bombeiros em apuros.

## 1.3 Estrutura da Dissertação

Com intuito de melhor descrever o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação, ressalva-se que a mesma se encontra dividida em 6 capítulos.

No primeiro capítulo apresentam-se os objetivos genéricos do projeto, correlacionando-os com a sua motivação, contexto e propósitos práticos.

Seguidamente, o estado da arte visa explicar todo o contexto do trabalho. Começando por fornecer uma visão geral da atuação dos bombeiros portugueses enquanto utilizadores de aparelhos respiratórios, e especificando o ARICA com o detalhe adequado. Neste sentido, segue-se a descrição da função respiratória humana, de maneira vocacionada aos propósitos do trabalho. Finalmente, apresentam-se as soluções atuais para monitorização de bombeiros, com especial ênfase para aquelas que são parte integrante deste projeto (e. g. *DroidJacket*, *VitalAir*).

No terceiro capítulo, descreve-se uma ferramenta de análise de sinal respiratório proveniente do *VitalAir*. Neste sentido descrevem-se os algoritmos de segmentação de sinal respiratório e respetiva correlação com a função respiratória humana apresentada no capítulo 2. Para além disto, apresentam-se também os detetores de padrões e eventos respiratórios de interesse no cenário de utilização do ARICA.

No quarto capítulo apresenta-se a implementação do sistema. Começando pela arquitetura geral, passando pela implementação de cada uma das partes (e. g. aplicação móvel, aplicação Web) e respetiva integração entre elas para servir o propósito final.

O quinto capítulo é dedicado à apresentação dos testes ao sistema, começando por uma demonstração da prova de conceito e passando a descrever justificadamente os testes efetuados. A análise crítica dos resultados é fornecida ao longo de todo o capítulo.

Como conclusão desta dissertação, o capítulo 6 descreve as conclusões tiradas sobre toda a envolvência do trabalho desenvolvido, desde as considerações inerentes ao desenrolar dos trabalhos até às potencialidades identificadas para desenvolvimento como trabalho futuro.

## 2 Estado da Arte

A monitorização e estudo dos parâmetros fisiológicos (e. g. sinais vitais, patologias diversas) dos profissionais de emergência é, hoje em dia, uma preocupação que levou ao seu estudo em diversas áreas de investigação [6][7][12][13] tanto na vertente de auxílio operacional, através de evolução tecnológica dos equipamentos, como no campo da análise de consequências deste tipo de profissões na saúde dos operacionais, e conseqüentemente no seu desempenho. Uma vez que este trabalho se apresenta como uma inovação neste âmbito, designadamente na monitorização respiratória através do Aparelho Respiratório Isolado de Circuito Aberto (ARICA), procura-se então explicar os pressupostos assumidos na conceção da solução, desde os protocolos de atuação dos bombeiros até aos conceitos teóricos associados ao sistema respiratório humano.

No início deste capítulo começa-se por fornecer uma visão geral dos protocolos de atuação dos bombeiros de forma vocacionada aos cenários de utilização do ARICA seguida de uma descrição detalhada do mesmo. De seguida descrevemos o *VitalAir* e a sua integração com o ARICA.

Seguidamente, são apresentados os conceitos inerentes à função respiratória humana, isto é, a fisiologia da respiração, os parâmetros mensuráveis e seus padrões. Finalmente, na conclusão do capítulo, são apresentadas algumas soluções comerciais e de investigação, no âmbito da monitorização de sinais vitais, com especial ênfase para o *DroidJacket*.

### 2.1 O ARICA

Dos vários cenários de atuação dos bombeiros existem situações em que o ar ambiente se revela nocivo à saúde dos operacionais, nomeadamente incêndios urbanos e industriais.



**Figura 2.1 – Incêndio urbano/Industrial. (Figura adaptada de [11]).**

Os incêndios urbanos e industriais definem-se como a combustão do conteúdo, ou de parte integrante, de edifícios [2]. Estas situações envolvem um ambiente extremamente hostil aos profissionais de emergência, que, como forma de cumprirem a sua missão com sucesso, recorrem a material de proteção individual [1]. Nestas situações é obrigatória a utilização de aparelhos de respiração artificial, que funcionam sob diferentes paradigmas consoante o ambiente em que se utilizam. O ARICA, adequa-se aos requisitos das operações em incêndios, sendo usado pelos bombeiros na maior parte destes cenários [5].



**Figura 2.2 – Aparelho Respiratório Isolado de Circuito Aberto (ARICA) é composto por uma garrafa de ar comprimido (A), uma peça facial (B) que contém duas válvulas (1 e 2) e um manómetro (C). (Figura adaptada de [11]).**

Como se pode observar, o ARICA é constituído por (ilustrado na Figura 2.2):

- **A** - Garrafa de ar comprimido - contém o ar respirável a fornecer ao operador;
- **B** - Peça facial – máscara pela qual o operador respira, este componente interage com o restante material através de um módulo (1) com duas válvulas (chamada e escape, para entrada e saída de ar, respetivamente). Para além disto, existe ainda um botão de abertura manual da válvula de chamada (2) caso o operador necessite de mais ar;
- **C** - Manómetro – módulo que mede a pressão de ar na garrafa e emite um alarme sonoro quando a autonomia está preste a esgotar-se. Este componente pode ter ainda um botão que se destina à ativação manual do alarme sonoro em casos de aflição, o chamado APS (alarme pessoal de segurança);
- Material auxiliar – tubagem e torneiras de ar, precintas e plataforma de ajuste ao corpo do operador.

Este conjunto de equipamentos conjuga-se para que o operador consiga respirar por ação de duas válvulas que integram a peça facial:

- **Válvula de chamada** – Interface física entre o ar armazenado e a peça facial, regula o ar que é fornecido ao operador mantendo sempre mais pressão de ar no interior da máscara do que na atmosfera, isto para prevenir a entrada de ar poluído na máscara, daí a designação do paradigma de pressão positiva. Desta forma, sempre que o operador inala ar, a pressão no interior da peça facial desce, isto conduz à abertura da válvula de inspiração entrando ar na máscara numa proporção que permita manter pressão positiva, de forma confortável ao operador. Esta válvula pode também ser acionada manualmente pelo operador no caso de necessidade de mais quantidade de ar, constituindo um indicador de situações de risco;
- **Válvula de expiração** – Válvula entre a peça facial e o exterior, destina-se a expelir o ar expirado para o exterior, daí a designação “circuito aberto”. Quando o operador expira, este ar exerce pressão diretamente sobre esta válvula fazendo com que a mesma liberte o ar para a atmosfera;

Por outro lado, e de forma a ajustar as funcionalidades respiratórias aos cenários de utilização, existem duas medidas que devem ser tomadas em consideração aquando da utilização do ARICA, sendo elas:

- **Capacidade da garrafa** – define-se como a quantidade de ar que uma garrafa tem num determinado instante, em litros, e obtém-se pela multiplicação do volume da garrafa (litros) pela pressão que esta contém (bar). Este cálculo baseia-se no volume da garrafa, que é facultado pelo fabricante, e na pressão de ar que esta contém, que é observável através do respetivo manómetro;
- **Débito** – a quantidade de ar que o operador consome em litros por minuto. Esta variável torna-se impossível de estimar, com os aparelhos atuais, pois não existe forma de a medir ou aferir, constituindo este um ponto importante a abordar no trabalho que esta dissertação descreve. No entanto, e para fins práticos, os bombeiros assumem que um homem em esforço consumirá 40 litros/minuto de ar, uma aproximação grosseira [1].

Por tudo isto, quando um bombeiro tem de utilizar o ARICA, cruza os dados calculáveis com as suposições já apresentadas, a fim de estimar a autonomia de trabalho de que dispõe, em minutos, através da Equação 2.1 [1].

$$Autonomia = \frac{Capacidade(litros) \times Pressao(Bar)}{Debito(litros/minuto)}$$

**Equação 2.1 – Estimativa da autonomia do ARICA**

## 2.2 Protocolo de Atuação no Cenário

Tendo em conta a diversidade das missões que os bombeiros executam, para cada uma delas existem protocolos, adequados às circunstâncias, que regem a forma de como estes atuam no terreno. Isto num misto de regras transversais a todas as operações (e. g. respeito por hierarquias de pessoal, protocolos de comunicação) com especificações de cada cenário (e. g. incêndios florestais, incêndios urbanos, acidentes rodoviários, emergência pré-hospitalar).

Quando os bombeiros chegam ao local de um incidente, o membro mais graduado da equipa assume a função de comandante de operações de socorro (COS), e sobre ele



passam a recair todas as decisões de âmbito operacional. Sendo que este posto é transitório à medida que possam vir chegando elementos mais qualificados. Outro aspeto importante são as comunicações no Teatro de operações (TO), para comunicarem entre si, os bombeiros utilizam maioritariamente rádios de banda alta. Por outro lado, para se comunicar com entidades exteriores (estruturas no âmbito da proteção civil e emergência pré-hospitalar) o COS utiliza rádios SIRESPE[14]/banda-alta (*high-tier radios*[15]), isto de forma a reportar o estado das operações ou solicitar meios operacionais.

Nos incêndios urbanos e industriais, as interações entre os intervenientes e as condições usuais num TO desta natureza são apresentadas nas Figuras Figura 1.2 Figura 2.1, cujos tramites operacionais se passam a explicitar. Chegados ao local, o COS é responsável por desencadear uma sequência de procedimentos com o objetivo principal de extinguir o incêndio e acautelar quaisquer consequências do mesmo. A este protocolo chama-se Marcha geral de Operações de Socorro e, no caso dos incêndios urbanos, é constituída pela seguinte sequência de fases:

1. Reconhecimento – Análise geral da situação que consiste em obter tanta informação quanto o possível (e.g. materiais em combustão, estado das estruturas, existência de vítimas);
2. Salvamento – No caso de existirem vítimas do incêndio, a prioridade é resgatá-las para o exterior. Esta fase é a mais crítica para os operacionais pois decorre, geralmente, antes de qualquer combate à combustão aumentando os perigos a enfrentar no interior dos edifícios;
3. Estabelecimento de Meios Ação – Consiste na escolha do método de combate e respetiva preparação do material (e.g. linhas de água, aparelhos de ventilação tática) e condições (e.g. abastecimento de água);
4. Ataque e Proteção – Combate à combustão por utilização efetiva dos meios preparados na fase anterior, sob a estratégia delineada na mesma. Isto assegurando a proteção de exposições vizinhas ao incêndio;
5. Rescaldo – Consolidação do combate até à extinção completa;
6. Vigilância – Prevenção de reacendimento.

Estas tarefas são, normalmente efetuadas por várias equipas em simultâneo, isto porque dadas as adversidades do cenário em causa, é um dos princípios dos bombeiros que nenhum operacional deve atuar sozinho [1]. Isto levanta alguns problemas de operacionalidade aquando do uso do ARICA, pois o fim da autonomia de um elemento

implica a retirada de toda a equipa e conseqüente rendição da mesma. Assim, a possibilidade do COS ter conhecimento das autonomias/consumos dos ARICA em ação poderia agilizar em muito a formação de equipas de rendição, otimizando a gestão dos recursos. Por outro lado, a monitorização respiratória por parte do COS tem potencialidades imensas no salvamento de operacionais, pois no meio de condições tão adversas (e.g. fumo, temperatura) é normal os membros da equipa não manterem o contacto visual/táctil entre si. No caso do COS ter acesso a detetores de situações respiratórias críticas, poderá desencadear comunicações via rádio a fim de aferir a condição do bombeiro e enviar equipas de resgate em caso de necessidade.

## 2.3 A Respiração Humana

Um dos requisitos do trabalho desenvolvido nesta dissertação consiste em identificar as características do sistema respiratório que podem fornecer padrões de ventilação pertinentes nos cenários em que os bombeiros necessitam recorrer à utilização do ARICA.

O sistema respiratório tem como objetivo fulcral providenciar trocas gasosas entre o organismo e o ar atmosférico de forma a assegurar uma permanente e adequada concentração de oxigénio no corpo, concentração esta que é tão necessária às ações metabólicas do ser humano [16].

Este processo implica um processo mecânico (**ventilação**) que permite a entrada e saída de ar no organismo e um processo mais global (**respiração**) [16][19] que para além de incluir o processo de ventilação também engloba os processos bioquímicos celulares que visam manter concentrações adequadas de oxigénio no corpo. Mais especificamente, a ventilação permite a entrada de ar atmosférico no organismo, e exalação dos gases residuais, como o dióxido de carbono, resultantes de reações metabólicas.

No contexto desta dissertação o nosso foco é colocado na ventilação, pois só desta é que poderemos obter os parâmetros tangíveis que nos permitirão alcançar os nossos objetivos: caracterização de padrões de atividade ventilativa usando o *VitalAir*.

### 2.3.1 Respiração

De grosso modo, a respiração é um processo bioquímico complexo que assenta na premissa de que os tecidos do organismo humano necessitam de O<sub>2</sub> para a produção de energia e calor, assim, o processamento metabólico da glicose assume-se como a principal forma de conseguir estes produtos. Na sequência deste processo, à medida que a glicose é degradada, são também produzidos resíduos como água e CO<sub>2</sub>, processo químico descrito na Equação 2.2.



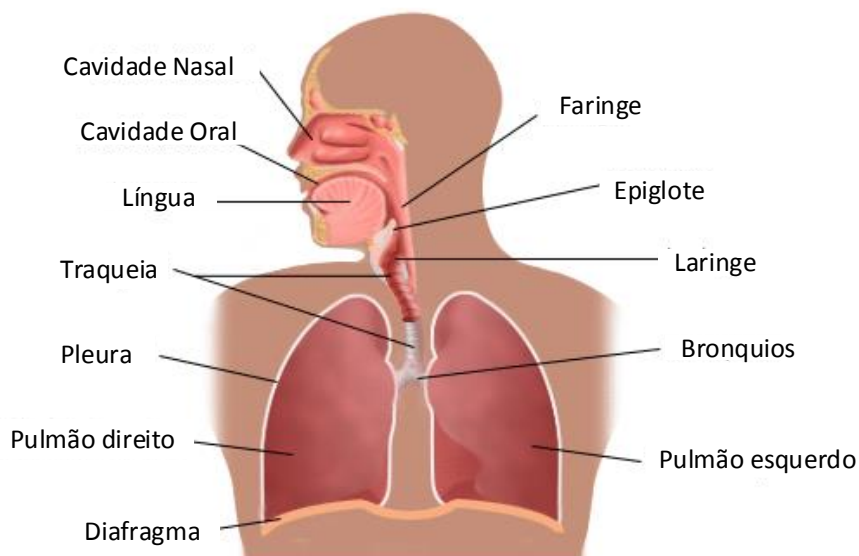
**Equação 2.2 – Fórmula da Respiração Celular**

Tendo em conta que o dióxido de carbono, em solução aquosa, forma uma substância ácida (ácido carbónico), surge a necessidade de expelir do organismo o excedente deste composto, isto porque o **Potencial de Hidrogénio** (*pH*) dos líquidos corporais deve ser mantido em valores próximos de 7.4, por conseguinte, a produção excessiva do ácido carbónico irá diminuir o *pH* dos tecidos podendo isto significar descidas abaixo de valores compatíveis com a vida humana.

Uma vez justificadas as necessidades fisiológicas que sustentam o sistema respiratório, identificam-se claramente duas ações fisiológicas essenciais: a captação de ar atmosférico, e subsequente expulsão de elementos residuais. A definição, análise e parametrização dos eventos físicos que suportam os processos bioquímicos, já explicitados, concerne a um subprocesso da **respiração**, a **Ventilação**.

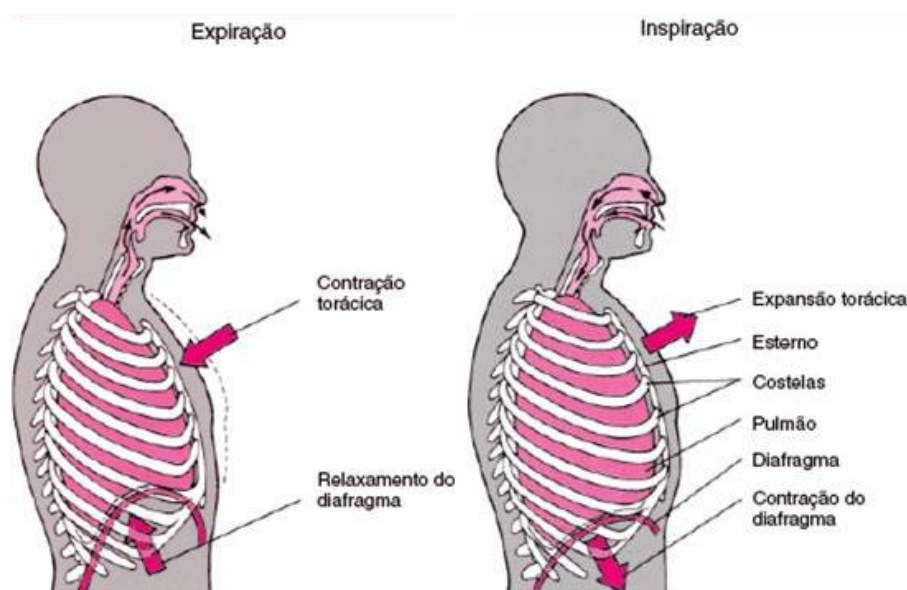
### 2.3.2 Ventilação

A ventilação, de grosso modo, é o processo de entrada e saída de ar no sistema respiratório sob uma perspetiva mecânica, ou seja, o processo de ventilação compreende toda a lógica justificativa e regulação do efetivo funcionamento do sistema respiratório anatomicamente, o processo de ventilação envolve os componentes apresentados na Figura 2.3:



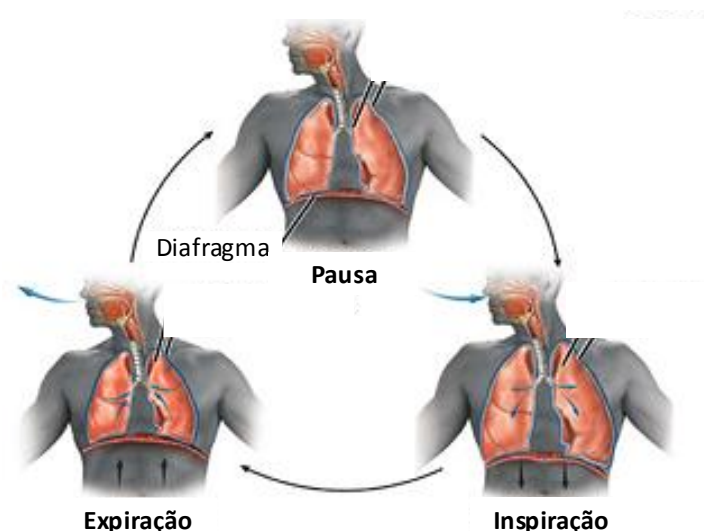
**Figura 2.3 – Anatomia do sistema respiratório. (Figura adaptada de <http://o.cambler.com>)**

A ventilação está associada à ação de vários músculos, sendo que o diafragma é o mais importante, porém não o único: músculos intercostais, esternocleidomastóideo, escaleno, retos abdominais e oblíquos interno/externo. A ventilação assenta no princípio de que os movimentos diafragmáticos elevam e baixam as costelas produzindo alterações na pressão pleural interna, que por sua vez comprime ou distende os pulmões causando modificações na pressão interna dos alvéolos. Em suma, conclui-se que os processos de entrada e saída de ar do nosso organismo são desencadeados pelas diferenças entre as pressões atmosférica e alveolar interna, em última análise. Na Figura 2.4 fornece-se uma análise transversal aos processos ventilativos, e sua correlação com os conceitos fisiológicos já apresentados.



**Figura 2.4 – Processo de Ventilação. (Figura adaptada de <http://www.merckmanuals.com>)**

A ventilação é dividida em três fases distintas (Figura 2.4): o processo de entrada de ar atmosférico no sistema respiratório (**Inspiração / inalação**), a subsequente expulsão de gases do organismo (**Expiração / exalação**) e um estado de repouso (**Pausa de Quase-Ventilação**) caracterizado pela ausência de contração muscular. Este estado de repouso ocorre no final de uma expiração, onde existe um ponto de equilíbrio entre as tendências de expansão torácica e compressão pulmonar. Estas três fases ocorrem ciclicamente (Figura 2.5) na seguinte ordem: inspiração, expiração e pausa de quase-ventilação.



**Figura 2.5 – Ciclo de Ventilação.** (Figura adaptada de <http://www.merckmanuals.com>)

Durante este ciclo a inspiração é a única fase muscularmente ativa, exceto em condições de esforço em que a expiração passa de uma índole passiva a ativa de forma a possibilitar uma cadência de ventilação mais rápida, isto porque uma expiração resultante da natural descontração muscular é demorada e necessita de um grau elevado de relaxamento muscular. A regulação ventilativa é feita pelo sistema neurológico tendo em conta as concentrações sanguíneas de  $O_2$ ,  $CO_2$  e  $pH$  presentes no organismo a cada instante, mais especificamente, existem sensores que despoletam o aumento ou diminuição da frequência de ventilação em função de qualquer variação das saturações enumeradas [17]. Concretizando, o aumento dos níveis de dióxido de carbono em detrimento do oxigênio e  $pH$ , despoleta um aumento do número de ventilações por minuto, sendo que uma variabilidade inversa induz o sistema respiratório a ter o comportamento contrário.

### 2.3.3 Caracterização do processo de Ventilação

Existem várias opções para avaliar a eficiência do processo de ventilação nomeadamente a medição da função pulmonar em que se avaliam fatores físicos, como quantidades de ar e volumes pulmonares, para permitir a aplicação de teoremas sobre estas medidas. Porém, esta dissertação centra-se na aquisição de parâmetros que permitam caracterizar os mecanismos da ventilação com vista a identificar **padrões** relevantes.

Ao nível dos cuidados médicos, tanto pré como pós-hospitalares, são usados frequentemente os seguintes parâmetros caracterizadores da ventilação pulmonar [18][19]: a frequência, a amplitude e o ritmo.

A **Frequência** é a propriedade da ventilação que reporta o número de ciclos efetuados por minuto. A frequência é o parâmetro mais popular quando se fala de ventilação, porém, em termos de análise, este tem uma lacuna que se relaciona com a precisão do que se considera uma frequência normal. Como já se referiu, o ciclo ventilativo é o resultado de uma reação fisiológica às saturações elementares presentes no sangue, o que leva ao facto de cada indivíduo ter a sua frequência ventilativa base (em repouso). Para além do sexo, idade, peso e altura, o importante é analisar a frequência de forma relativa, procurando determinar a frequência base de cada indivíduo para poder estimar, de forma mais fina, qualquer alteração. Contudo, considera-se que um adulto, de referência, deve efetuar entre 12 e 20 ciclos por minuto, isto é, uma frequência dita **normal**. Apesar de correntemente se utilizarem termos técnicos para se classificarem as variações em torno da frequência normal, estas continuam a ser expressas em ciclos/minuto. Importa também referir que uma inspiração deve durar entre 1,5 e 2,0 segundos, à semelhança da expiração. A pausa subsequente à expiração deve ter uma duração ligeiramente superior, aproximadamente 2,0 segundos (adulto referência em repouso).

A **Amplitude** representa a quantidade de ar inspirado, e é normalmente inferida através da expansão da caixa torácica. No entanto, à semelhança do que acontece na frequência, também neste caso a avaliação deve ser relativa a cada indivíduo, procurando estabelecer primeiro a quantidade de ar que cada indivíduo processa normalmente, para posteriormente aferir qualquer variação em torno do seu valor base. Para se classificar este parâmetro isoladamente, diz-se que a amplitude pode ser **superficial** (<500 ml de ar), **normal** (aproximadamente 500 ml) e **profunda** (aproximadamente 1000 ml).

O **Ritmo** reflete a regularidade com que os ciclos ventilativos se sucedem ao longo do tempo. Assim, o ritmo é considerado normal quando este é **regular**, sendo os tempos de

cada fase do ciclo equivalentes entre ventilações sucessivas, caso contrário o ritmo diz-se **irregular**. Apesar da simplicidade deste parâmetro, a sua influência é enorme na medida em que se podem inferir factos importantíssimos, desde as frequentes obstruções das vias aéreas até padrões ventilativos associados a patologias.

De salientar que existem outros parâmetros que permitem avaliar os padrões de ventilação como por exemplo, a simetria dos movimentos ventilativos, a percepção do seu esforço e a existência de ruídos audíveis. Contudo, estes ultrapassam o âmbito do trabalho descrito nesta dissertação pois não são diretamente quantificáveis recorrendo ao *VitalAir* [11].

### 2.3.4 Padrões de Ventilação

Os padrões de Ventilação dividem-se em padrões associados a indivíduos saudáveis ou a patologias específicas. Dos padrões presentes em indivíduos saudáveis os mais referidos são [18][19]:

- **Eupneia (Normal):** Considera-se ventilação normal quando é caracterizada por uma frequência **normal**, amplitude **normal** e ritmo **regular**;
- **Bradipneia e Taquipneia:** Representam situações de alteração da frequência de ventilação, sendo a bradipneia correspondente a uma situação em que o número de ciclos ventilativos é inferior ao normal, enquanto que a taquipneia é precisamente o contrário;
- **Hiperpneia e Hipopneia:** Variações em torno de uma amplitude ventilativa normal, por excesso e defeito, respetivamente. A hiperpneia reflete um estado momentâneo em que um sujeito se encontra efetuar ventilações mais rápidas e profundas do que as suas necessidades de oxigenação, ao passo que a hipopneia designa precisamente o inverso;
- **Hiperventilação e Hipoventilação:** Refletem anormalidades em torno da quantidade de ar processada por minuto, quantidade esta que deve ser de 6 L/minuto, aproximadamente, para um adulto saudável. Quando a eficiência da ventilação é alterada por excesso diz-se que estamos perante um caso de hiperventilação, que pode ocorrer na sequência de taquipneias, hiperpneias ou as duas em simultâneo. Por outro lado, quando a ventilação não está a suprir as necessidades metabólicas está-se numa situação de hipoventilação,

que pode ser originada, analogamente, por casos de déficit em termos de frequência e/ou amplitude de ventilação.

Dos padrões associados a patologias, os mais referidos são [18][19]:

- **Dispneia:** É o nome científico para a sintomatologia de “falta de ar”, caracterizada, de grosso modo, por uma alta frequência e uma baixa amplitude (pequena quantidade de ar inspirado a cada ciclo). Este padrão é muito importante pois pode sugerir obstrução das vias aéreas, ou infecções pulmonares. A diferenciação surge na sequência da análise de parâmetros que permitem aferir o esforço da ventilação ou a presença de ruídos respiratórios;
- **Apneia:** Situação em que a **pausa de quase respiração** é mais demorada que o normal, configurando uma interrupção de ventilação no final de cada expiração;
- **“Apneuse”:** Interrupção da ventilação após cada inspiração, ou seja, finda uma inalação de ar, os músculos mantêm-se contraídos durante um intervalo de tempo, indefinido mas não nulo, retomando posteriormente a expiração;
- **Respiração de Kussmaull:** Ventilação caracterizada por taquipneias/hiperpneias constantes, que ocorrem na sequência do *pH* do indivíduo ser constantemente baixo (altas concentrações de ácidos do organismo);
- **Ritmo de Biot:** Caracteriza-se por uma descoordenação, quase completa, dos ciclos ventilativos alternando ventilações rápidas, lentas, profundas e superficiais, com alguns períodos de apneia, sendo o ritmo completamente irregular. Este padrão está relacionado com patologias do foro neurológico, com elevada gravidade;
- **Cheyne-Stokes:** Padrão respiratório descrito pela alternância entre períodos de apneia com ciclos de parametrização gradualmente crescente e decrescente, ou seja, depois de uma apneia os ciclos são lentos e superficiais, crescendo até se tornarem rápidos e profundos, voltando a diminuir a intensidade da frequência e amplitude até se voltar a suceder uma apneia. Este padrão é característico de doentes oncológicos e cardiopatas.



Note-se que os padrões supra enumerados constituem apenas um pequeno grupo de padrões, os mais populares, no domínio da avaliação respiratória.

## 2.4 Sistemas de Monitorização

Dadas as grandes adversidades que os profissionais de emergência enfrentam e a importância do cumprimento das suas missões, existe um interesse crescente em estudar a envolvimento das operações de socorro e minimizar os riscos para socorrista e vítimas. No entanto, atualmente, não existem soluções tecnológicas que permitam a monitorização respiratória através de aparelhos respiratórios, no sentido de aferir padrões de respiração. Assim sendo, as soluções mais evoluídas visam, essencialmente, a monitorização do ARICA numa vertente operacional, isto é, medição do consumo momentâneo do utilizador e respetiva repercussão desta variável na estimativa do tempo de trabalho fornecido ao operador.

Se aumentarmos o âmbito da monitorização de operacionais num sentido mais lato, a indústria e a comunidade científica tem feito esforços em contribuir para soluções que permitam monitorizar sinais vitais que possam ser aplicados em situações de emergência nomeadamente para identificar condições extremas. A comunidade científica tem enveredado pelo lançamento de projetos na área da monitorização fisiológica de indivíduos [9][20][21], ao passo que a indústria, já propõe vários sistemas de monitorização usados ou testados em profissionais de emergência (Tabela 2.1 – Soluções comerciais de monitorização).

<b>Designação</b>	<b>Dados Fisiológicos</b>	<b>Outras variáveis</b>	<b>Dispositivos</b>
<b>Zephyr</b> [24]	Temperatura, frequência respiratória e cardíaca, pressão arterial e SPO2	Acelerómetro, GPS	PDA, smartphone, tablet e PC
<b>Wealthy</b> [23]	ECG, temperatura	Acelerómetro	Laptop, desktop
<b>Proetex</b> [22]	frequência respiratória e cardíaca, temperatura	Temperatura, GPS, gases	-
<b>VitalVest</b> [25]	frequência respiratória e cardíaca, ondas cerebrais, temperatura	GPS	Pocket PC, Laptop

**Tabela 2.1 – Soluções comerciais de monitorização**

O foco das soluções atuais é a aquisição e processamento de sinais vitais em conjunto com outras variáveis pertinentes como por exemplo, a localização geográfica ou temperatura ambiente. No entanto, a análise de ventilação tem suporte limitado, sendo inexistente em vários sistemas. As dificuldades para tal suporte estão relacionadas com as soluções atuais para a sua medição:

- **Termístores ou termopares** – dispositivos colocados junto à boca ou narinas, que calcula a frequência de ventilação através da diferença de temperatura entre o ar inspirado e ar expirado [26];
- **Bandas torácicas** – bandas sensoriais que determinam a frequência de ventilação através da expansão torácica do utilizador [24].

Estas soluções, embora comuns noutros domínios como o do desporto, têm lacunas graves em termos de requisitos (e.g. ergonomia de utilização) no caso dos bombeiros pois implicam utilização de material não embebido nos usuais equipamentos de proteção individual (e. g. fardamento, ARICA), o que explica em parte a não proliferação destas soluções no universo dos bombeiros.

Existem no entanto soluções de âmbito mais limitado já em utilização corrente. Um bom exemplo deste tipo de dispositivos é a solução da *Draeger* (Figura 2.6 – *Draeger Bodyguard II / Draeger PSS Merlin*. (Figura adaptada de [35]) que através de um manómetro de pressão mede o consumo do operador e repercute este valor na exibição da autonomia remanescente. Adicionalmente, estes módulos (*Bodyguard*) transmitem esta informação para uma plataforma agregadora (*PSS Merlin*) permitindo a eventuais estruturas de comando, ter uma noção do estado de cada aparelho respiratório em ação.



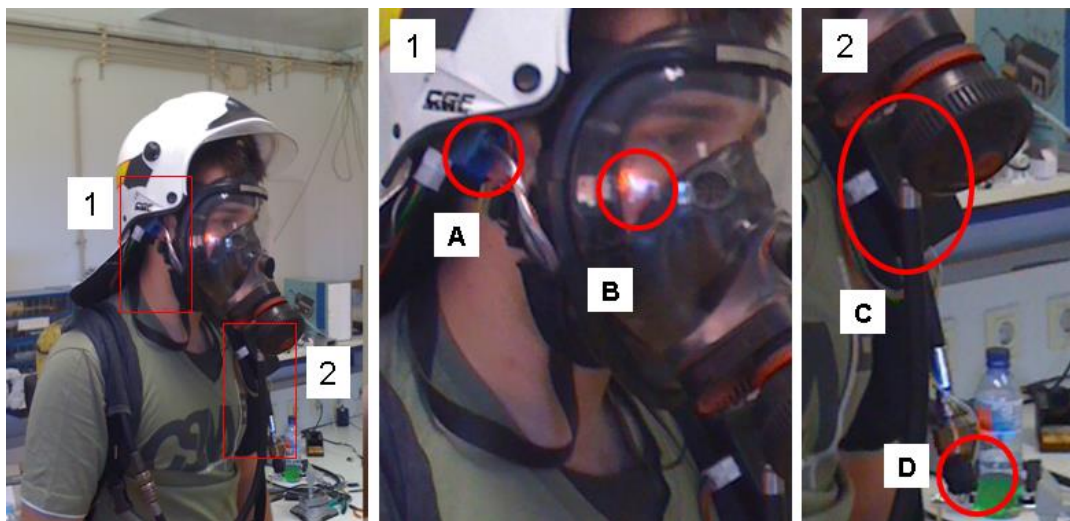
Figura 2.6 – *Draeger Bodyguard II / Draeger PSS Merlin*. (Figura adaptada de [35]).

## 2.5 VitalResponder

Recentemente, no âmbito de projeto *VitalResponder*, foram propostas duas soluções de monitorização para bombeiros: o *VitalAir* [11] (que visa equipar um dispositivo já usado pelos bombeiros - ARICA) e o *DroidJacket* [9][10] (que adquire informação através de uma *t-shirt* – *VitalJacket* [8])

### 2.5.1 *VitalAir*

O *VitalAir* [11] é sistema implementado em *hardware*, que visa equipar o ARICA, para medir os padrões de ventilação do operador através das alterações de pressão na peça facial do ARICA e para adquirir a pressão de ar dentro da garrafa.



**Figura 2.7** – sistema *VitalAir*, composto por um módulo no capacete (1A), um led RGB e sensor de pressão na peça facial (1B), o módulo do manómetro (2C) e o sensor de pressão na garrafa(2D)

O *VitalAir* (Figura 2.7) é formado por 2 componentes – módulo de capacete (Figura 2.1 1) e módulo do manómetro (Figura 2.7 2) de *hardware* – que comunicam, entre si através de um barramento cablado, e com o exterior usando uma interface *bluetooth*.

O **Módulo do capacete** é composto por uma unidade de processamento (1A) que adquire o sinal de ventilação através do cálculo da diferença entre a pressão atmosférica e a que se faz sentir no interior da peça facial. Desta forma, para além de um terminal sensorial que mede a pressão atmosférica, outro é posicionado dentro da peça facial (1B), sendo

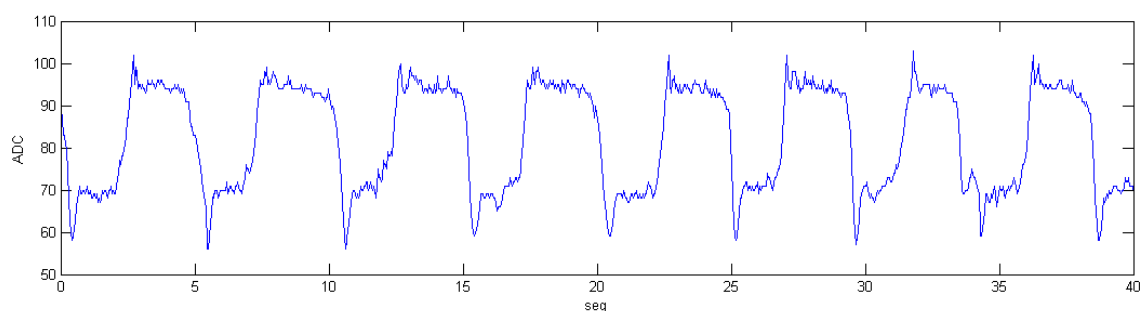
constituído, por um *LED* que fornece informação sobre a autonomia da garrafa segundo um código de cores inerente à informação recolhida/processada no módulo do manómetro (2C). A comunicação entre os dois módulos é feita de forma cablada através do protocolo CAN.

O **Módulo do manómetro** é a unidade principal do sistema pois recolhe/processa toda a informação adquirida pelos sensores. Esta unidade está ligada a um outro sensor (2D) que mede a pressão no interior da garrafa, permitindo o processamento sobre estes valores, a título de exemplo, permite estimar a autonomia da garrafa interagindo com o *LED* da peça facial (1B). É neste módulo que está instalado fisicamente um *microchip* (que implementa a lógica necessária à aquisição de dados dos sensores e à comunicação) e a bateria.

Como referido anteriormente o módulo do manómetro é responsável por agregar e difundir a informação dos sensores via *bluetooth*. A frequência de amostragem é 12 amostras (8-bit) /segundo para as pressões da peça facial e de 1 amostra por segundo para a pressão da garrafa. A trama típica do sistema é:

```
Vital;36;38;32;33;37;36;35;270
```

Nesta trama, a palavra “Vital” identifica o sistema, os 8 valores seguintes são os valores de pressão na peça facial em *mm* de coluna de água, sendo o último valor a pressão da garrafa em *Bar*. Dos valores obtidos podemos facilmente reconstruir os ciclos respiratórios conforme ilustrado na Figura 2.5.

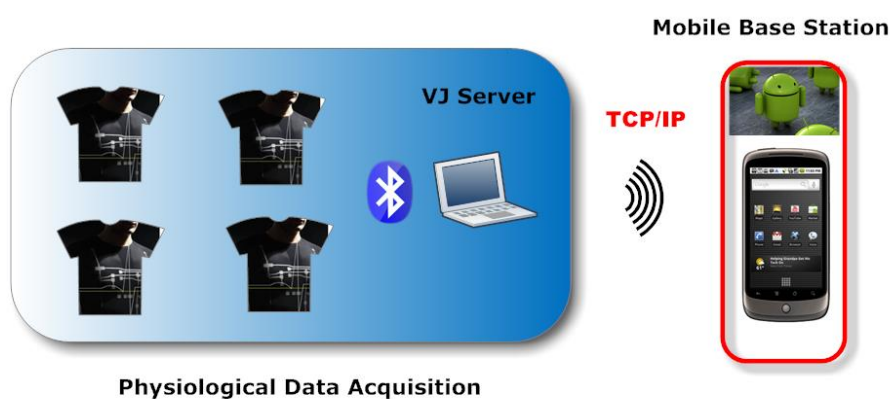


**Figura 2.8 – Aquisição experimental usando o VitalAir ao longo de 40 segundos: reconstruída a partir das tramas de variações de pressão dentro da peça facial. O gráfico de variação de pressão de ar no ARICA usando o VitalAir – nesta figura podemos ver 8 ciclos respiratórios ao longo de 40 segundos. Os valores são em facial (conversão digital, pela ADC, dos valores em *mm* de coluna de água**

## 2.5.2 O *DroidJacket*

O *DroidJacket* [9] é um dos resultados do projeto *VitalResponder* [20] e surgiu no seguimento de uma tese de mestrado [9]. Tendo sido desenvolvida com base em requisitos operacionais identificados em cenários de incêndios, foi natural a opção de integrar as funcionalidades do *VitalAir* neste sistema e estendê-lo com a capacidade de processar, quantificar e identificar eventos respiratórios relevantes ao cenário inicial do *VitalResponder*.

Numa perspetivo tecnológica, o *DroidJacket* [9] é uma aplicação *Android* para *smartphones* que adquire e processa sinais vitais (e.g. ECG) provenientes do *VitalJacket* [8], de modo a descortinar informação de frequência cardíaca e as características dos batimentos cardíacos do utilizador, isto com o objetivo de avaliar o estado do mesmo fornecendo respostas adequadas (e. g. Alarmes em caso de arritmias). Em termos de fluxo de dados, este é feito através dos equipamentos de comunicação Bluetooth presentes na fonte (*VitalJacket*) e recetor (*smartphone*), tirando grande partido do paralelismo de processamento, permitindo a monitorização de equipas de operacionais, como se apresenta na Figura 2.9.



**Figura 2.9 – Cenário de utilização do *DroidJacket*. (Figura adaptada de [9])**

Tecnologicamente, esta aplicação baseia-se num paradigma de sessões de monitorização, ou seja, cada equipamento de aquisição tem uma conexão dedicada pela qual transmite os dados, que são armazenados/processados separadamente em função de cada utilizador. Desta forma, para cada sessão, os dados são processados em tempo-real por recurso a 4 funcionalidades, de uma plataforma modular de tratamento de fluxos de dados (*BIOSal*), sendo elas:

- **DataSources:** abstração da complexidade de ligação suportando ligação simples com o fornecedor de dados. Ex. “*VJDataSource*”;
- **Parsers:** providencia *parsing* de diferentes tramas onde cada *parser* lida com os dados genéricos de entrada. Ex. “*VJParser*”;
- **Processors:** processamento de algoritmos sobre os dados, dependendo do seu tipo. Ex. Detetor de batimentos cardíacos;
- **Alarms:** reconhecimento de padrões nos dados processados e reação aos mesmos. Ex. Detetor de arritmias.

Adicionalmente, o *DroidJacket* é capaz de associar outras variáveis externas à monitorização de sinais vitais, a título de exemplo: localização GPS, atividade corporal (através de acelerómetros). Mais detalhes podem ser vistos em [9].

# 3 Caracterização dos Padrões Respiratórios

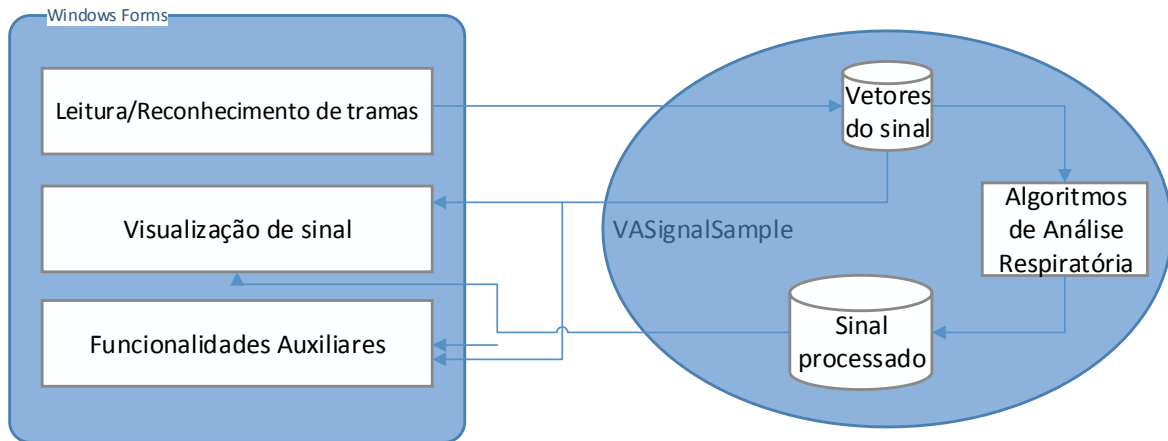
A identificação de situações respiratórias críticas com impacto no desempenho e/ou saúde dos operacionais é um dos primeiros objetivos deste trabalho, implicando o estudo do sinal proveniente do *VitalAir* por forma a estabelecer um paralelismo entre este último e o funcionamento do sistema respiratório humano.

Neste sentido, serve o presente capítulo para dar a conhecer os tramites do estudo de sinal levado a cabo, bem como os algoritmos de análise respiratória desenvolvidos com base nele. Adicionalmente, são apresentados alguns resultados e conclusões de maneira embebida nas demais descrições, tentando assim reproduzir o avanço cronológico dos trabalhos, ao mesmo tempo que se procura justificar as escolhas de implementação tomadas no decorrer dos mesmos.

## 3.1 V.A.S.A.: A Ferramenta de Análise

Numa primeira fase, para se estudar os padrões respiratórios foi desenvolvida uma aplicação “*VitalAir Signal Analyst*”- V.A.S.A. na qual pudessem ser implementados e testados os algoritmos para a segmentação e identificação de padrões das sequências com as variações de pressão obtidas na peça facial do ARICA através do *VitalAir*. Usando os algoritmos de segmentação, o V.A.S.A. foi estendido com o reconhecimento de padrões respiratórios e alguns eventos relacionados. Numa fase final o V.A.S.A. foi usado como implementação de referência para a integração dos algoritmos na plataforma *DroidJacket*

O V.A.S.A. foi implementado em *C#*, como uma aplicação para computadores pessoais. Tem suporte para leitura de ficheiros com dados do *VitalAir* e visualização do sinal graficamente. Ao longo do projeto, o foco foi sendo colocado na análise de dados *à posteriori*, com o objetivo de refinar os algoritmos para processamento dos dados do *VitalAir*.



**Figura 3.1 – V.A.S.A. visão geral**

O V.A.S.A. (arquitetura da Figura 3.1) suporta várias funcionalidades como:

- Captura/armazenamento do fluxo de dados difundido pelo *hardware VitalAir*.
- Leitura, processamento e visualização de resultados dos métodos usados na análise respiratória.
- Exportação dos resultados obtidos pela algoritmia de análise respiratória desenvolvida, isto para permitir tratamento em ferramentas dedicadas (e. g. MATLAB).

### 3.1.1 Leitura e Reconhecimento das tramas

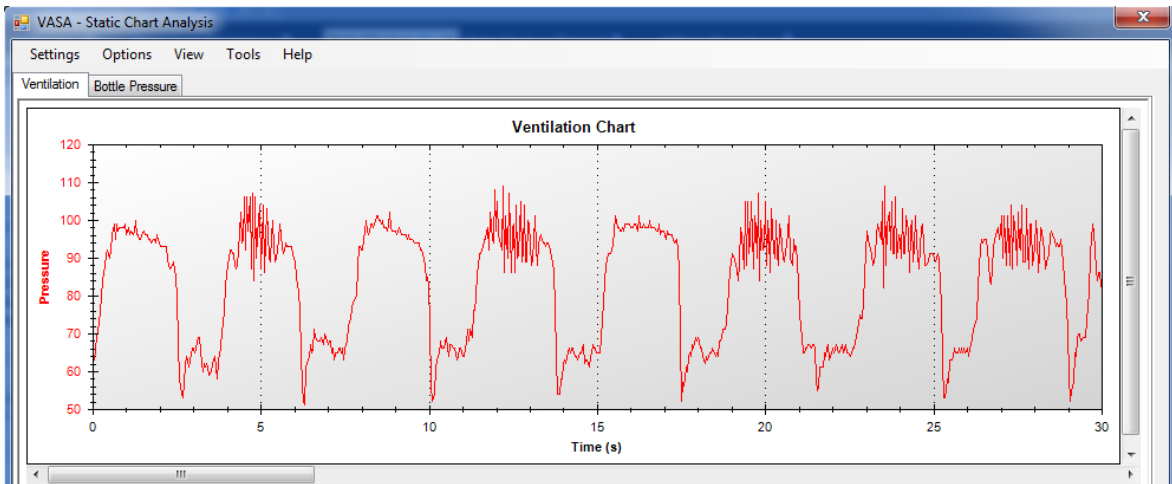
O armazenamento dos dados, capturados no âmbito do *VitalAir*, é feito através de ficheiros (texto ou binários) que contêm as tramas na mesma ordem cronológica e formato em que são capturadas.

Desta forma, ao ler o conteúdo dos ficheiros começa-se por identificar cada trama pelo identificador comum, a palavra “Vital”. Seguidamente, os valores inteiros são identificados recorrendo à separação de toda a trama pelos delimitadores, neste caso específico o símbolo “;”, sendo depois os valores de ventilação e pressão da garrafa adicionados aos respetivos repositórios.

### 3.1.2 Visualização do sinal

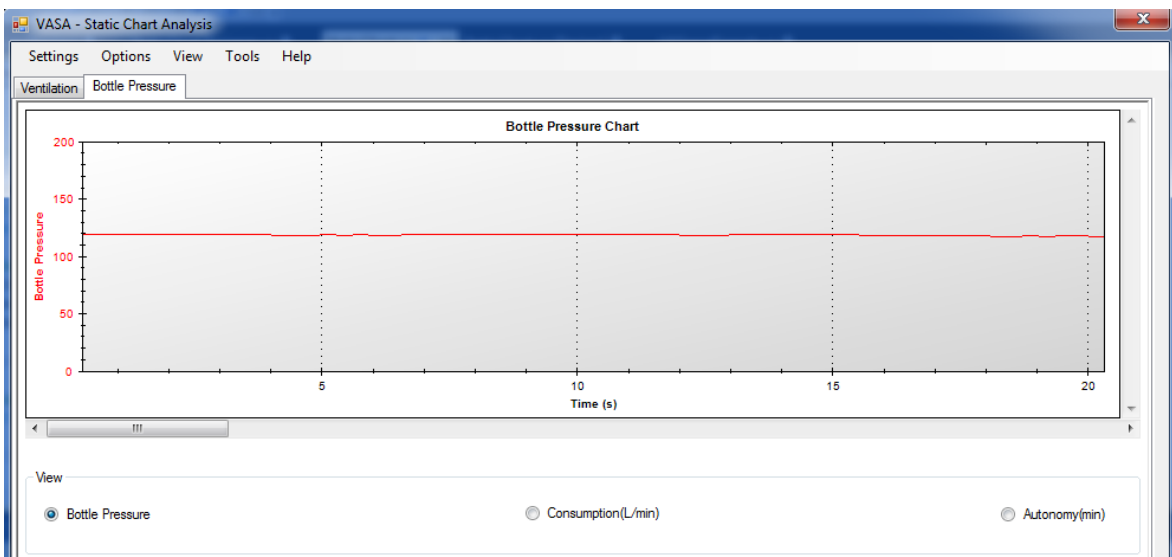
O V.A.S.A. permite a visualização do sinal do *VitalAir* (Figura 3.2) assumindo uma frequência de aquisição/visualização de 25Hz (intervalos entre amostras de 0.04 segundos).





**Figura 3.2 – Visualização gráfica do sinal de Ventilação**

Por outro lado, dado que para cada 8 valores de ventilação, o sinal fornece uma amostra de pressão da garrafa, a Figura 3.3 ilustra o gráfico do sinal deste parâmetro, obtido de forma programaticamente análoga aos gráficos de ventilação.

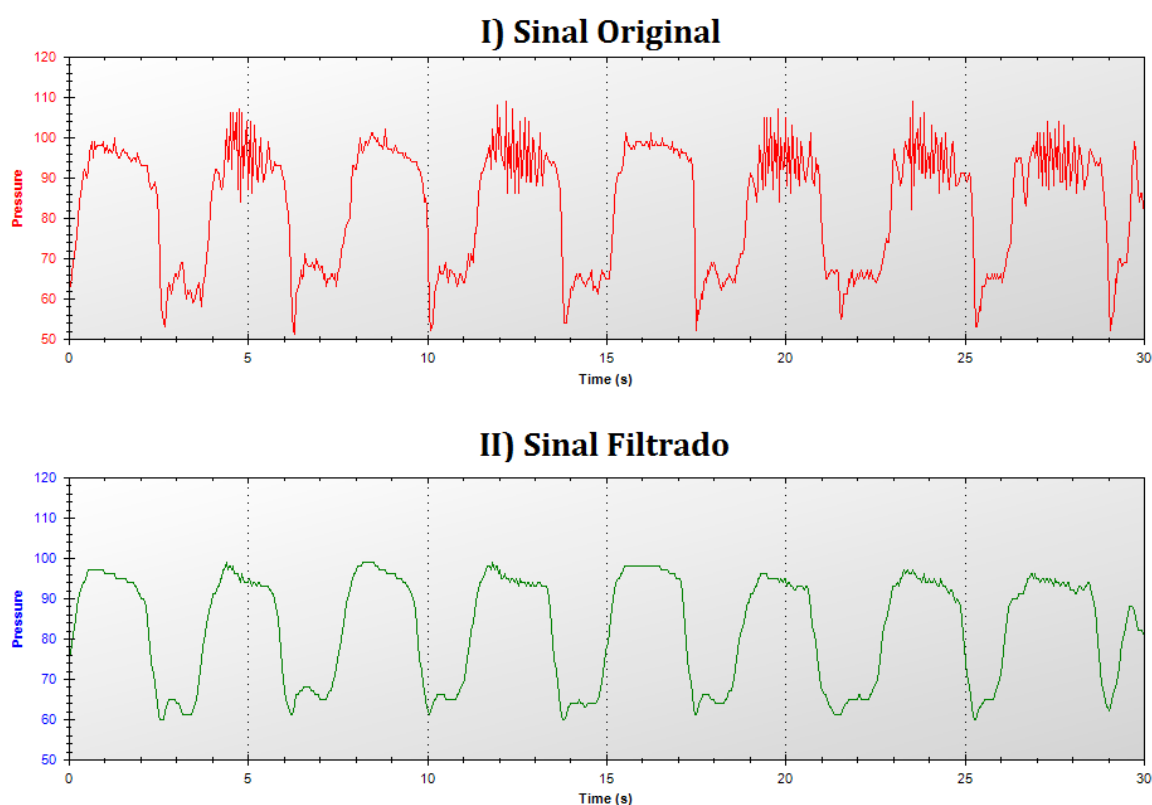


**Figura 3.3 – Visualização gráfica do sinal de pressão da garrafa**

Na visualização foi usada uma biblioteca de construção de gráficos [29], fornece-se a visualização do sinal por acesso iterativo aos *getters* do objeto *VASignalSample* (Figura 3.1). Desta forma, pretendeu-se encapsular toda a algoritmia inerente aos dados (no objeto *VASignalSample*), sendo que para se visualizar o sinal em bruto ou tratado por qualquer processamento, basta aceder aos vetores de dados criados como resultados dos algoritmos internos. Este assunto é detalhado nas secções dedicadas ao algoritmo de segmentação e consequente deteção de padrões.

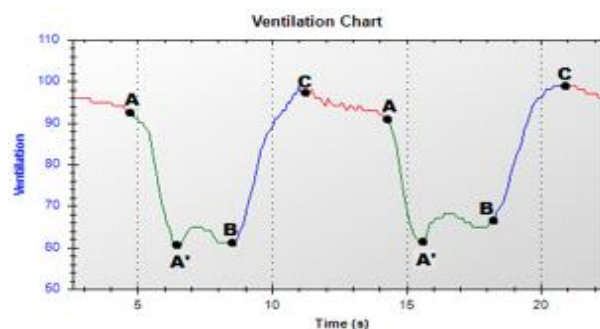
## 3.2 Algoritmo de Segmentação do Sinal de Ventilação

Antes de qualquer desenvolvimento no âmbito da análise respiratória, e dado o ruído presente nas leituras do *VitalAir*, foi necessário estudar formas de filtragem do sinal. Após, alguns testes usando MATLAB, selecionou-se uma filtragem baseada no algoritmo de médias móveis (*moving average filter*) com uma janela de 10 amostras (equivalente a 0.4 segundos) com sobreposição. Com isto obtiveram-se os resultados apresentados na Figura 3.4 - Comparação entre Sinal Original e Filtrado.



**Figura 3.4 - Comparação entre Sinal Original e Filtrado**

Com o sinal devidamente filtrado, partiu-se para a definição do algoritmo de segmentação do sinal respiratório, que foi baseado na análise de um conjunto limitado de dados adquiridos em situações controladas (indivíduos em repouso) usando o *VitalAir*. Da observação comportamental do sinal em laboratório, e tendo em conta as três fases do ciclo ventilativo, implementou-se um primeiro algoritmo de deteção descrito de seguida (exemplo de segmentação apresentado na Figura 3.5)



**Figura 3.5 - Segmentação em ciclos - código de cores: verde para inspiração, azul para expiração e vermelho representa a fase de descanso pulmonar.**

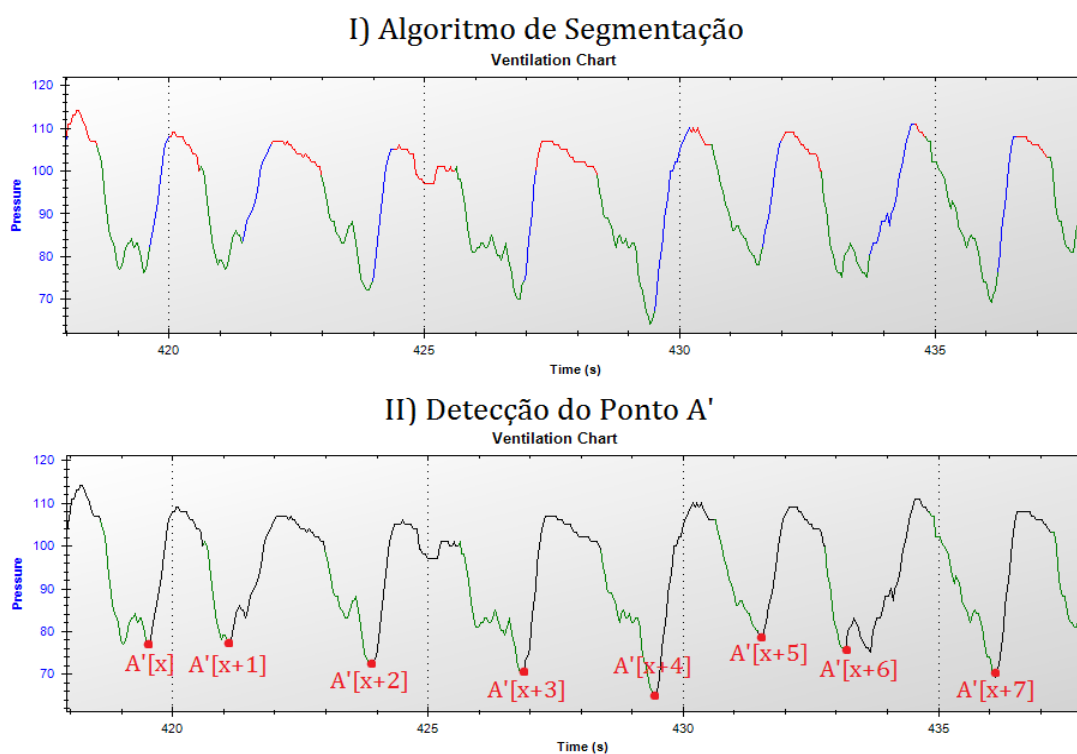
No algoritmo estabeleceram-se alguns pontos delimitadores de cada fase do ciclo ventilativo. Pontos estes (marcados na Figura 3.5) que têm correlação direta a alguns eventos inerentes ao funcionamento do ARICA, ou seja:

- **A** – representa o início da fase de inspiração, e caracteriza-se por anteceder uma descida acentuada da pressão no interior da máscara, facto que acaba por culminar na abertura da válvula de chamada, fornecendo ar à peça facial. Este fenómeno é representado por **A'**, que apesar de não representar um limiar entre fases, é considerado devido a ter um comportamento interessante do ponto de vista do processamento de sinal, facto a explorar no seguimento deste capítulo;
- **B** – representa o limite entre a fase inspiratória e expiratória. A abertura da válvula de chamada (**A'**) não representa necessariamente o fim da inspiração, geralmente, há um período em que a subida da pressão no interior da máscara é combatida pela inalação do operador (período entre **A'** e **B**), e só depois a pressão volta a subir por ação do ar expirado pelo operador e introduzido pela válvula de chamada;
- **C** – constitui o limite entre a fase de inspiração e descanso pulmonar. Sabendo que a fase de descanso pulmonar se caracteriza pela ausência de movimentos respiratórios, o ponto **C** marca o máximo seguinte ao período expiratório. Note-se que a transição ascendente do sinal é consequência da pressão induzida pelo ar proveniente da garrafa em conjunto com o ar expirado pelo operador, assim, observou-se que a válvula de chamada fecha sempre um pouco antes deste máximo, sendo a expiração o único fator que continua a fazer subir a pressão. Logo, o máximo representado pelo ponto **C** constitui o fim do período expiratório. No seguimento da fase de descanso pulmonar, o sinal acaba por estabilizar um pouco a baixo do máximo **C** por

ação da válvula de escape, permitindo assim ter a noção do valor de pressão em que válvula de chamada fecha aquando da expiração.

Para deteção dos pontos usados na segmentação, usa-se um método baseado nos gradientes (transições ascendentes e descendentes) (na Figura 3.5, entre pontos A até A', e B até C, respetivamente) e em desvio padrão para detetar as transições entre fases estáveis (C até A) e transitórias. Assim, para identificar transições usamos limiares em função do desvio padrão dos 5 valores anteriores (aquando da consideração de um valor individualmente) - passando o limiar, passamos a detetar uma transição e processá-la em conformidade. Ressalva-se que os limiares são definidos no seguimento deste capítulo dada a sua inerência com as fases do ciclo respiratório.

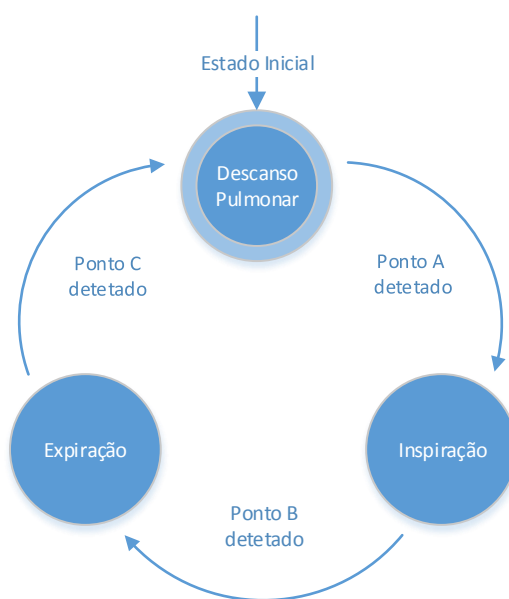
Ainda assim, observou-se experimentalmente que o ruído remanescente, pode influenciar, no tempo, a deteção das transições (negativas e positivas) do sinal que servem de base à segmentação do sinal desenvolvida, que se lembra, é feita em termos de desvio padrão. Empírica e experimentalmente, observou-se que o fenómeno de deteção mais robusta a partir do sinal *VitalAir* é a abertura da válvula de chamada do ARICA, isto porque é o evento que permite a inalação de ar por parte do operador, logo, é de ocorrência obrigatória para que o operador possa respirar – o ponto A' da Figura 3.5, que representa: por um lado o mínimo absoluto de cada transição negativa (fase de inspiração), e por outro o momento em que a válvula de chamada abre para permitir inspiração.



**Figura 3.6 - Robustez do Algoritmo**

A título de exemplo, na Figura 3.6 I) apresenta-se um trecho de sinal adquirido em testes de campo, em que o sujeito se encontrava a correr com alguma intensidade, cujo ruído induz algumas incongruências na deteção das transições (inspirações/expiração), isto por não se conseguirem períodos estáveis (descanso pulmonar) por força do ruído. Por sua vez a Figura 3.6 II) apresenta a deteção do ponto de abertura da válvula de chamada (A' enquanto mínimo dos períodos de inspiração a verde), e como é de conclusão imediata, o ruído não condiciona a identificação deste momento, sendo este assertivamente detetado como o mínimo de cada ciclo.

No seguimento de todo este estudo e experiências, o algoritmo final define períodos de ventilação (inspiração, expiração e descanso pulmonar) como fases de uma máquina de estados, cujas condições de transição entre estados são a deteção dos pontos limite (A, B e C na Figura 3.5) conforme referido anteriormente. Mais especificamente, o diagrama da Figura 3.7 ilustra o funcionamento geral do algoritmo, as condições de transição entre estados, bem como as funções auxiliares associadas, tudo isto em relação à nomenclatura de pontos da Figura 3.5:



**Figura 3.7 – Diagrama de estados**

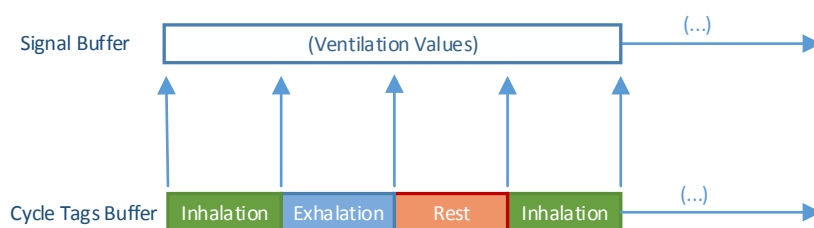
- **Inspiração** – Estando num estado de descanso pulmonar, a deteção de uma janela de 5 valores descendentes cujo desvio padrão é igual ou superior a 2, constitui o ponto **A**, e a conseqüente passagem ao estado de inspiração. Uma vez neste estado, é determinado/guardado pelo mínimo absoluto (**A'**)

dado ser o ponto de deteção mais fiável (abertura da válvula de chamada) em todo o ciclo, permitindo um cálculo simples de frequência ventilativa;

- **Expiração** – Partindo do estado de inspiração, o surgimento de uma transição de 5 valores consecutivamente crescentes, e com desvio padrão igual ou superior a 2, encontram-se as condições do ponto **B**, passando-se ao estado de expiração. Ressalva-se que esta deteção depende da prévia identificação de **A'**, isto como forma de evitar pequenas incongruências decorrentes do ruído que o *hardware* ainda induz no sinal;
- **Descanso Pulmonar** – Uma vez no estado de expiração, quando o sinal se encontra na gama do ponto **A** imediatamente anterior (isto é, valores superiores a 80% da diferença entre **A** e **A'**, como forma de suportar o ruído induzido por fala durante a expiração do operador) é procurado um máximo (**C**) que anteceda um período de estabilidade do sinal (5 valores com desvio padrão não superior a 1,2). No entanto, em casos de hiperventilação, a expiração passa de ato muscularmente passivo a ativo, inviabilizando a deteção destes períodos estáveis. Como forma de contenção, o máximo absoluto vai sendo guardado e caso surja uma transição que identifique inequivocamente uma inspiração, o descanso pulmonar é representado pelo período entre o máximo absoluto e o novo ponto **A**, prosseguindo o algoritmo o seu funcionamento normal.

### 3.3 Detetores de Padrões e Eventos

Com base no algoritmo, o sinal de ventilação é etiquetado, amostra por amostra num *buffer* paralelo, em que se relaciona cada valor com a fase do ciclo de ventilação correspondente, como se ilustra na Figura 3.8.



**Figura 3.8 – Organização dos vetores do sinal em ciclos/fases**

Após a segmentação do ciclo de ventilação é possível extrair os parâmetros respiratórios de interesse (e. g. frequência, amplitude e ritmo) e, permitir no futuro uma

análise de sinal mais profunda (e.g. proporcionalidades entre a duração das fases), nomeadamente no âmbito da deteção de padrões patológicos.

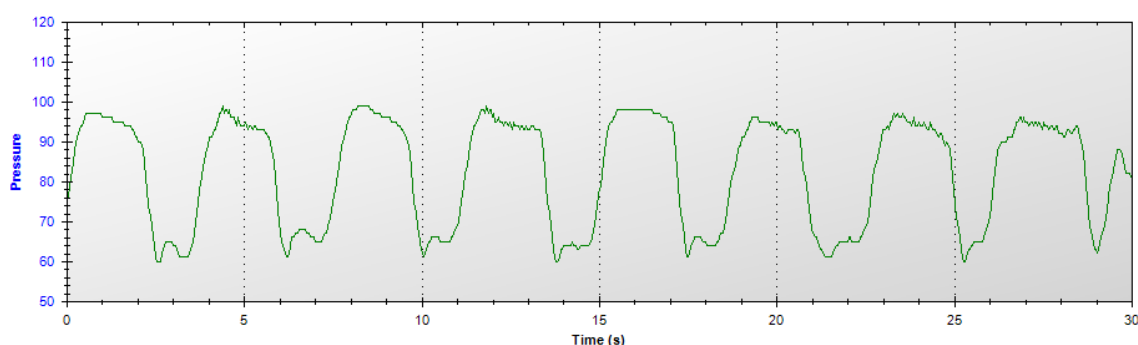
### 3.3.1 Padrões

Partindo da segmentação do ciclo de ventilação é possível contabilizar cada ciclo, e as várias fases de inspiração, expiração e descanso pulmonar, respetivamente. O que permite estimar frequência de ventilação. Conseguindo quantificar o número de amostras de cada ciclo de ventilação, e sabendo que a frequência de amostragem do sinal é de 25 Hz, a duração de cada ciclo é dada pela multiplicação do número de amostras com duração de cada uma (0.04 segundos). Como corolário da definição de frequência respiratória, dada em número de ciclos por minuto, divide-se a duração do ciclo (em segundos) pela duração do minuto (60 segundos), obtendo assim a frequência de ventilação a cada ciclo.

Cruzando assim os resultados da segmentação do sinal em ciclos/fases com os conceitos apreendidos sobre função respiratória humana, estão criadas as condições para a identificação dos padrões ventilativos, em termos de frequência respiratória.

#### 3.3.1.1 Normal

A frequência de ventilação de um humano adulto, saudável tem valores de 12 a 20 ciclos/minuto. No algoritmo consideram-se valores normais se a duração de cada ciclo for igual superior a 3 e inferior a 5 segundos (inclusive), isto é entre 12 e 20 ciclos por minuto – visualmente o sinal é apresentado a verde, como se ilustra na Figura 3.9.

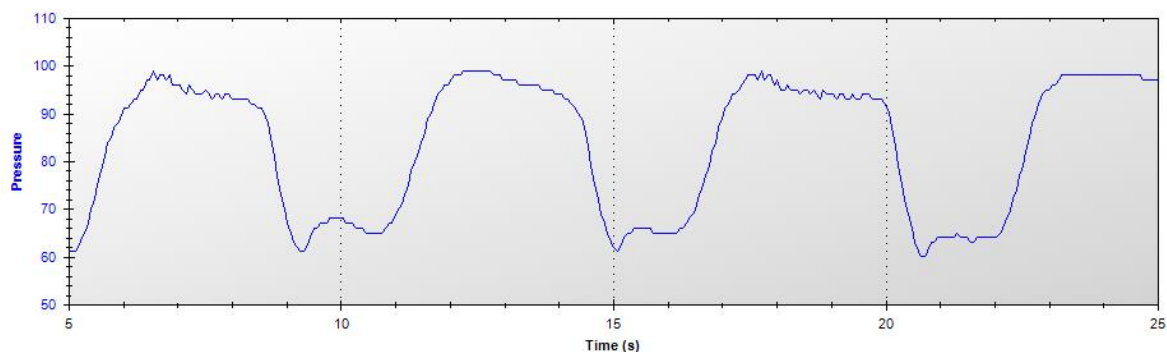


**Figura 3.9 – Segmento de Padrão Respiratório Normal**

#### 3.3.1.2 Hipoventilação

No caso de um dado ciclo ter uma duração superior a 5 segundos, extrapola-se que a frequência respiratória será inferior a 12 ciclos por minuto. Logo, está-se numa condição

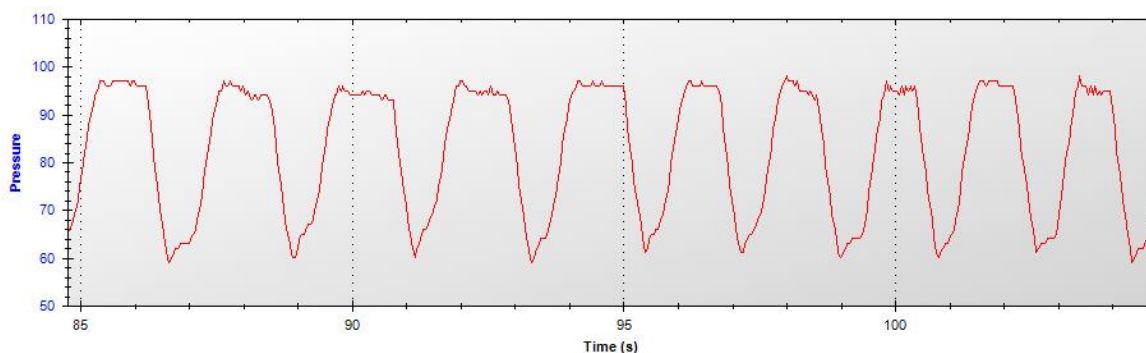
de bradipneia correspondendo ao estado respiratório de hipoventilação, representado pela aplicação pela cor azul (Figura 3.10).



**Figura 3.10 – Segmento de Hipoventilação**

### 3.3.1.3 Hiperventilação

Para ciclos de duração menor que 3 segundos, a frequência respiratória será superior a 20 ciclos/minuto, pelo que estes segmentos são apresentados a encarnado (Figura 3.11).



**Figura 3.11 - Segmento de Hiperventilação**

## 3.3.2 Eventos

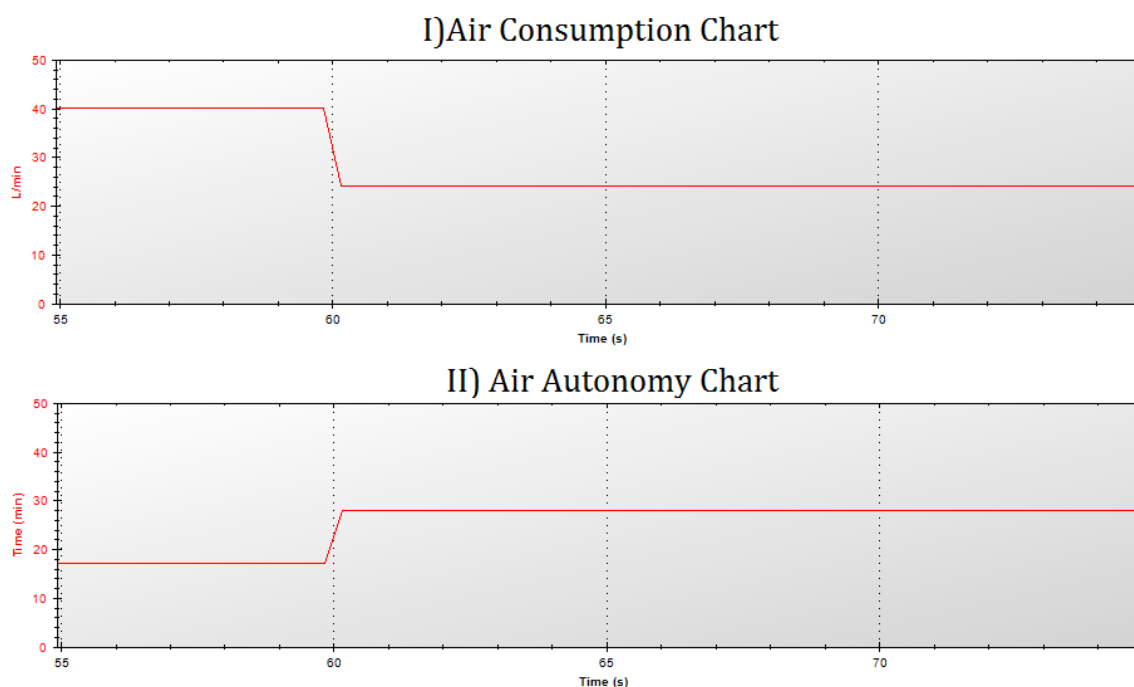
A detecção de situações importantes no âmbito da segurança e proteção individual do bombeiro com base nos padrões respiratórios mais perigosos (e.g. apneia, hiperventilação aguda) e dados de caris mais operacional (e.g. consumo e autonomia do ARICA) foi a segunda etapa.

### 3.3.2.1 Autonomia e consumo de ar

A partir do *VitalAir* é possível obter a pressão do ar no interior do reservatório, o que permite relacionar esta com os parâmetros respiratórios para estimar o consumo de ar e a autonomia do operador. Por exemplo, partindo de um consumo assumido de 40 litros por minuto, a autonomia estimada é de 17 minutos (para um consumo de 40 litros por minuto).



Ao se constatar que o operador consumiu 24 litros ao fim do primeiro minuto (60º segundo) é possível corrigir esta estimativa para aproximadamente 28 minutos (conforme ilustrado na Figura 3.12).



**Figura 3.12 – Consumo/Autonomia da garrafa. Até ao segundo 60 é usada uma estimativa de 40 litros minuto (17 minutos de autonomia) que logo podem ser ajustados com base na estimativa das medições (24 litros/minuto) e indicar que a autonomia real poderá ser estimada em 28 minutos**

O algoritmo utiliza as variações de pressão da garrafa (em bar) no início e no fim de cada minuto (média de 5 leituras de pressão da garrafa) para estimar o volume de ar consumido nesse minuto. Ao calcular a diferença de ar na garrafa no início e no fim de cada minuto é possível estimar-se o número de litros que o operador consumiu nesse mesmo minuto. O ar existente, em litros, num dado momento é obtido através da multiplicação da pressão na garrafa pelo volume total da garrafa (Equação 2.1).

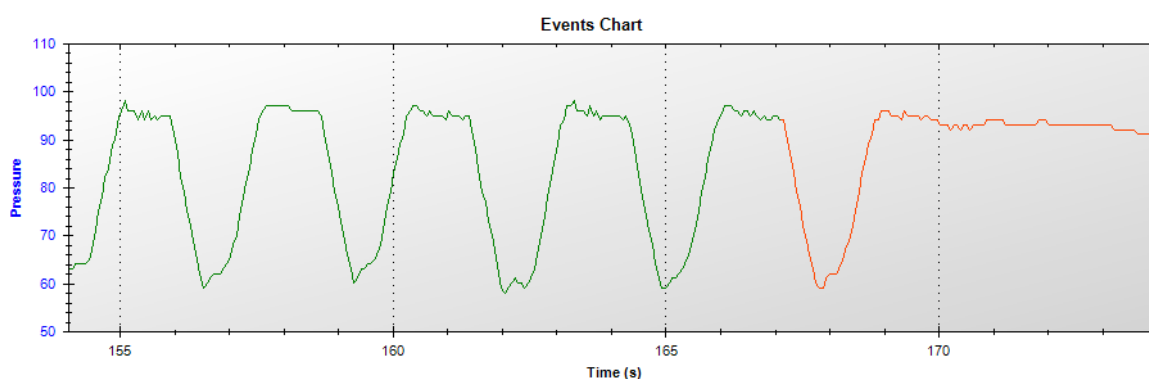
Conseguindo então estimar o consumo do operador, podemos substituir o valor usado normalmente para consumo humano em esforço, 40 litros por minuto, pelas estimativas obtidas através do algoritmo i.e. podemos substituir o denominador estático assumido na Equação 2.1 pelo consumo determinado no ponto anterior. Desta forma, ao dividir a quantidade de ar da garrafa (litros) pelo consumo do operador (litros/minuto) obtemos o tempo de ar que o bombeiro ainda dispõe.

### 3.3.2.2 Apneia

A Apneia pode ser definida como um interregno na regularidade do ritmo respiratório, ou por outras palavras, um período em que o indivíduo pára de respirar. No

contexto deste trabalho, a identificação deste tipo de fenômenos pode ter duas leituras: ou o operador do ARICA padece de alguma condição que lhe induz estes períodos pontualmente (e.g. obstrução/patologias das vias aéreas, esforços momentâneos); ou o indivíduo parou de respirar de todo.

Independentemente da interpretação deste evento, e com base na segmentação do sinal respiratório em ciclos/fases, identifica-se apneia quando a fase de descanso pulmonar se estende por um período igual ao superior à duração do ciclo (soma das 3 fases) anterior. No contexto da aplicação, a detecção deste evento é apresentada graficamente pela cor Laranja como se ilustra na Figura 3.13.

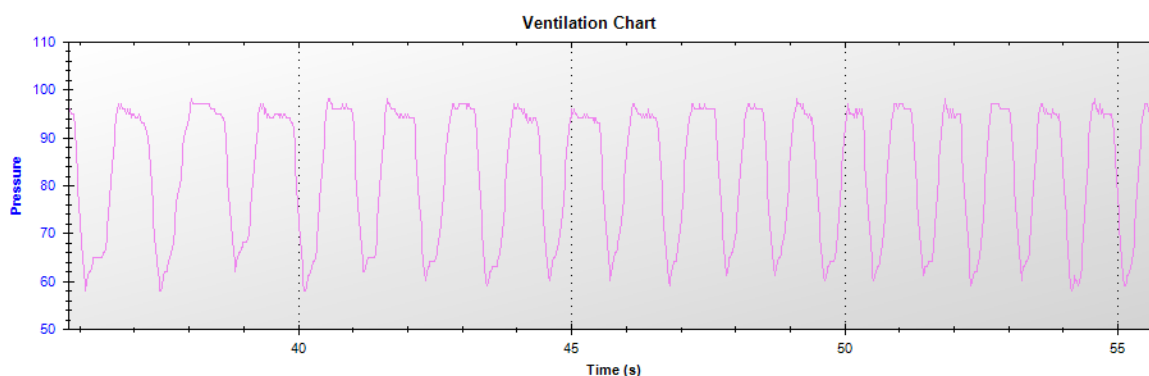


**Figura 3.13 – Detecção de Apneia**

### 3.3.2.3 Hiperventilação Aguda

A definição de Hiperventilação Aguda, enquanto padrão respiratório, não é consensual. Logo, num contexto associado ao esforço físico intenso, define-se um caso limite do padrão de hiperventilação, que se caracteriza, por uma frequência respiratória superior a 40 ciclos por minuto[38].

Neste sistema se um ciclo durar menos que 1,5 segundos, assumimos que estamos perante um potencial evento de hiperventilação aguda - com resposta gráfica de cor violeta (Figura 3.14).



**Figura 3.14 - Hiperventilação Aguda**

## 3.4 Conclusões

Como já foi referido, os algoritmos de análise respiratória descritos neste capítulo foram desenvolvidos com base em amostras de sinal produzidas laboratorialmente, ou seja, em ambiente controlado permitindo ao operador do ARICA uma ventilação livre de fatores que a condicionam, o que se traduz num sinal quase sem ruído. Contudo, à que acautelar o cenário de estudo desta dissertação, os incêndios urbanos e industriais em que os bombeiros estão sujeitos a condições extremamente adversas que por conseguinte induzem ruído no sinal adquirido, facto que, de resto, já foi demonstrado na dissertação *VitalAir* [11].

Neste sentido, da nossa análise ressaltam algumas conclusões relevantes:

- A utilização da abertura da válvula como âncora do algoritmo de segmentação do sinal em ciclos, sendo usada como base para o cálculo da frequência respiratória pela diferença temporal entre inspirações subsequentes, ao invés de somar a duração das 3 fases do ciclo respiratório;
- Suportar os algoritmos essencialmente sobre a frequência respiratória, pois não se consegue aferir com precisão o volume de ar inalado para determinar a amplitude – daí o recurso a parâmetros dinâmicos baseados no desvio padrão e não em limiares absolutos.

Numa perspetiva de custo-benefício, entre o que se consegue detetar com fiabilidade e o melhor resultado aferível, decidiu-se calcular a frequência respiratória com base na deteção do momento de abertura da válvula de chamada. Desta forma, consegue-se abranger todos os padrões e eventos de interesse a implementar na plataforma móvel de monitorização, descrita no capítulo seguinte.



# 4 FIREMAN

Neste capítulo descrevemos o sistema FIREMAN que integra vários componentes, como o *VitalAir* e o *DroidJacket*, com um novo módulo de análise respiratória construído com base na implementação dos algoritmos desenvolvidos no V.A.S.A.. O objetivo do FIREMAN é a monitorização respiratória de bombeiros em cenários adversos (e. g. incêndios urbanos e industriais) de maneira a identificar situações de perigo em tempo útil e fornecer respostas adequadas aos bombeiros no terreno e aos seus coordenadores estratégicos de operações.

Em primeiro lugar o foco será na arquitetura global do FIREMAN e depois serão apresentadas e discutidas as opções tomadas na sua implementação. Especial atenção será dada à integração e impacto ao nível da arquitetura e interface com utilizador dos algoritmos do V.A.S.A..

## 4.1 Visão Geral do Sistema

O sistema FIREMAN (Figura 4.1) assume que os bombeiros no terreno estão equipados com o *VitalAir*, e que pelo menos um dos membros tem um *smartphone*, com o *DroidJacket* com o novo módulo instalado que permite tratamento dos dados, em tempo útil, de forma alertar os bombeiros de situações respiratoriamente perigosas.

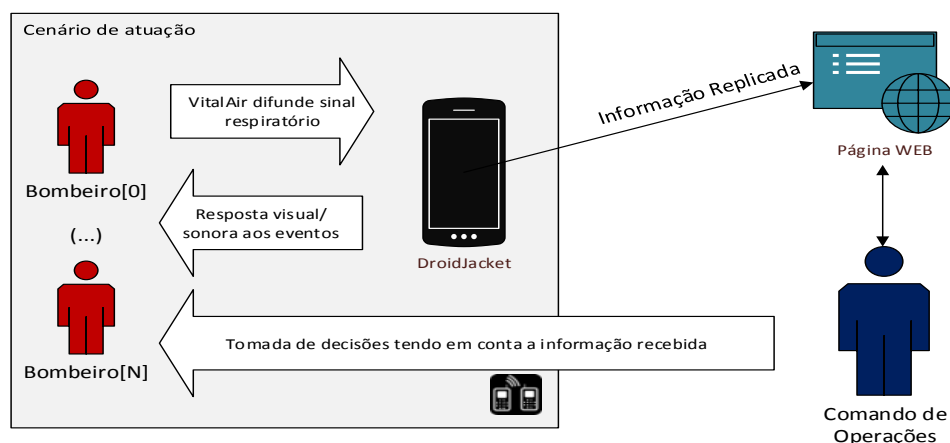


Figura 4.1 – Cenário de utilização do FIREMAN

O sistema, caso haja conectividade, comunica a informação respiratória das equipas no terreno às estruturas de comando através de uma aplicação Web que recebe e apresenta a informação disseminada pelo *smartphone* através da Web.

Conceptualmente, o FIREMAN é constituído por dois modos de monitorização:

- **Local, ao nível do operacional**, responsável pelo processamento do sinal respiratório e identificação de situações perigosas. Esta monitorização é efetuada ao nível do *VitalAir* e do *DroidJacket*;
- **Remota**, que permite às estruturas de comando aceder estado respiratório dos bombeiros no terreno, auxiliando-as na tomada de decisões de âmbito operacional. Isto através de uma aplicação Web.

O principal componente do sistema FIREMAN é o novo módulo integrado no *DroidJacket* que recebe/processa o sinal proveniente do *VitalAir* e identifica Padrões/Eventos Respiratórios relevantes (apresentados no capítulo 3). É através deste módulo que é possível otimizar a utilização do ARICA no terreno, seja a estimar mais finamente a autonomia de ar na garrafa, como também a identificar situações críticas (e. g. alarmes em termos de padrões respiratórios nocivos e baixa autonomia).

A aplicação Web, caso seja possível, permite a visualização gráfica do sinal respiratório adquirido, das variáveis respiratórias, dos padrões e eventos relevantes. Neste sentido, poderá auxiliar as estruturas de comando no terreno, ajudando à tomada de decisões de âmbito operacional ou no contexto da salvaguarda dos operacionais em casos limite.

## 4.2 Implementação do Módulo de Processamento do Sinal Respiratório

O desenvolvimento da aplicação móvel seguiu uma estratégia iterativa e incremental, cuja plataforma de testes consistiu num simulador descrito no Apêndice A (*VASimulator*) que visa replicar, por *software*, o funcionamento do equipamento *VitalAir*.

O propósito do módulo de processamento do sinal respiratório é implementar os algoritmos para caracterizar os ritmos e padrões de ventilação descritos no capítulo 1. Este

módulo, devidamente encapsulado, foi integrado no *DroidJacket* – ou seja implementado como aplicação móvel no sistema *Android*.

Este módulo é orientado ao processamento, em tempo útil, das tramas completas recebidas do *VitalAir*, fornecendo como saída as variáveis de interesse que determina internamente (e.g. frequência respiratória, consumo e autonomia de ar), deixando a modalidade da interface (e.g. gráfica, sonora, vibratória) a cargo de camadas superiores da aplicação *DroidJacket*. Este último, ao detetar padrões/Eventos respiratórios relevantes, despoleta respostas adequadas (e. g. gráficas, sonoras, vibratórias) tendo em conta a perigosidade da deteção para a vida bombeiro.

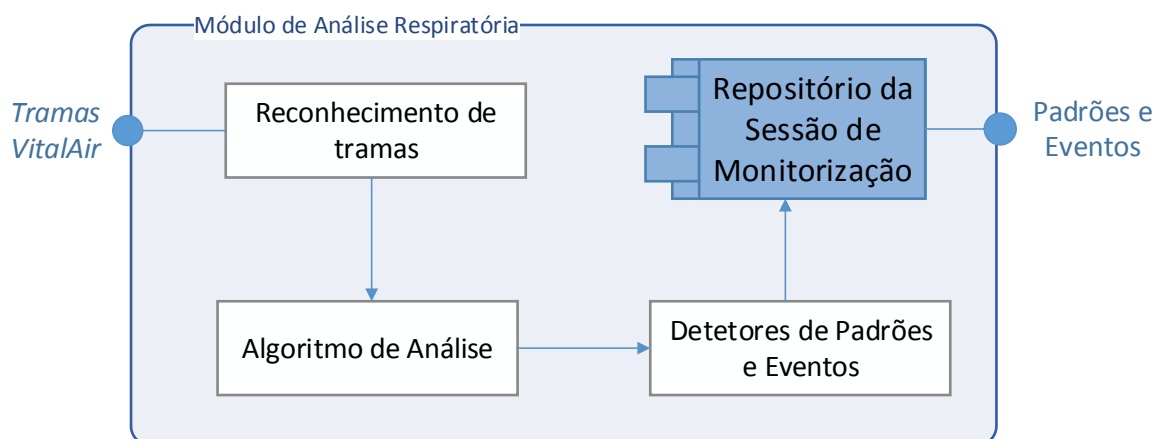


Figura 4.2 - Diagrama do Módulo de Análise Local

### 4.2.1 Reconhecimento e Análise de Tramas

O reconhecimento e análise de tramas (Figura 4.2) é baseado numa máquina de estados, para segmentação do sinal em ciclos e fases, conforme a que foi apresentada anteriormente na Figura 3.7. Usando uma janela de 8 amostras, a cada trama recebida é feita a devida filtragem (médias móveis conforme no V.A.S.A., com a nuance da janela ser de 8 unidades ao invés de 10) antes de submeter estes valores ao algoritmo de segmentação e extração de parâmetros respiratórios, apresentado no capítulo 3.

A execução dos métodos de deteção acontece a quando da deteção de um ciclo (no caso das variáveis respiratórias) ou minuto a minuto no caso dos parâmetros de pressão da garrafa.

O primeiro passo do algoritmo é a deteção dos momentos em que a válvula de chamada do ARICA abre (ponto A' da Figura 3.5), tendo em conta as conclusões do capítulo 3. Sempre que é detetada a abertura da válvula, a frequência respiratória é calculada, em ciclos/minuto, e submetida ao processo de deteção que enquadra esse valor

no respetivo padrão (secção 3.3.1) ou evento (secção 3.3.2). É mantido um contador de amostras entre as transições de ciclo para determinar a duração de um ciclo.

Paralelamente à análise ventilativa, são processados também os valores inerentes à pressão da garrafa nos mesmos trâmites apresentados nas secções 3.3.2, ou seja, sabendo que a cada minuto se recebem aproximadamente 187 tramas (59840 milissegundos), obtém-se a diferença entre as médias dos primeiros e últimos valores do minuto, obtendo uma aproximação fina do consumo (litros/minuto) e conseqüentemente a autonomia (minutos) por aplicação da Equação 2.1. Analogamente ao que acontece com o sinal de ventilação, estes valores são submetidos ao método de deteção para classificação em níveis de perigosidade para o operador do ARICA.

## 4.2.2 Detetores

A função dos métodos de deteção é classificar os resultados dos procedimentos de análise em termos de Padrões/Eventos e o conseqüente risco que estes acarretam para o bombeiro.

Globalmente, estabeleceram-se 3 níveis de risco: “NORMAL” (situações em que o estado no operador é normal), “WARNING” (estados fora do normal mas aceitáveis dadas as circunstancias potencialmente adversas), “DANGER” (situações de perigo eminente para o bombeiro). Tendo como base estas definições pretende-se separar os Padrões/Eventos detetados em termos da resposta fornecida ao utilizador (“NORMAL” e “WARNING” apenas resposta gráfica; “DANGER” alarmes sonoro e vibratório).

Na Tabela 4.1 apresentam-se os valores de frequência respiratória que ditam cada Padrão/Evento respiratório e a sua classificação de risco.

<b>Padrão/Evento</b>	<b>Frequência (ciclos/minuto)</b>	<b>Nível de Perigo</b>
<b>Normal</b>	12 < > 20	NORMAL
<b>HipoVentilação</b>	< 12	WARNING
<b>HiperVentilação</b>	> 20	WARNING
<b>HiperVentilação Aguda</b>	> 40	DANGER
<b>Apneia</b>	0	DANGER

**Tabela 4.1 - Classificação de Padrões Respiratórios**



No que concerne aos parâmetros aferidos a partir da pressão no interior da garrafa, na Tabela 4.2 segue a correspondência entre parâmetros, classificações inerentes e níveis de risco.

Parâmetro	Limites	Classificação	Nível de Perigo
Consumo	<10 litros/minuto	LOW	WARNING
	>10 litros/minuto	NORMAL	NORMAL
	>20 litros/minuto	HIGH	WARNING
Autonomia	< 10 minutos	VERY LOW	DANGER
	<15 minutos	LOW	WARNING
	<30 minutos	NORMAL	NORMAL
	>30 minutos	HIGH	NORMAL

**Tabela 4.2 - Classificação de parâmetros do ARICA**

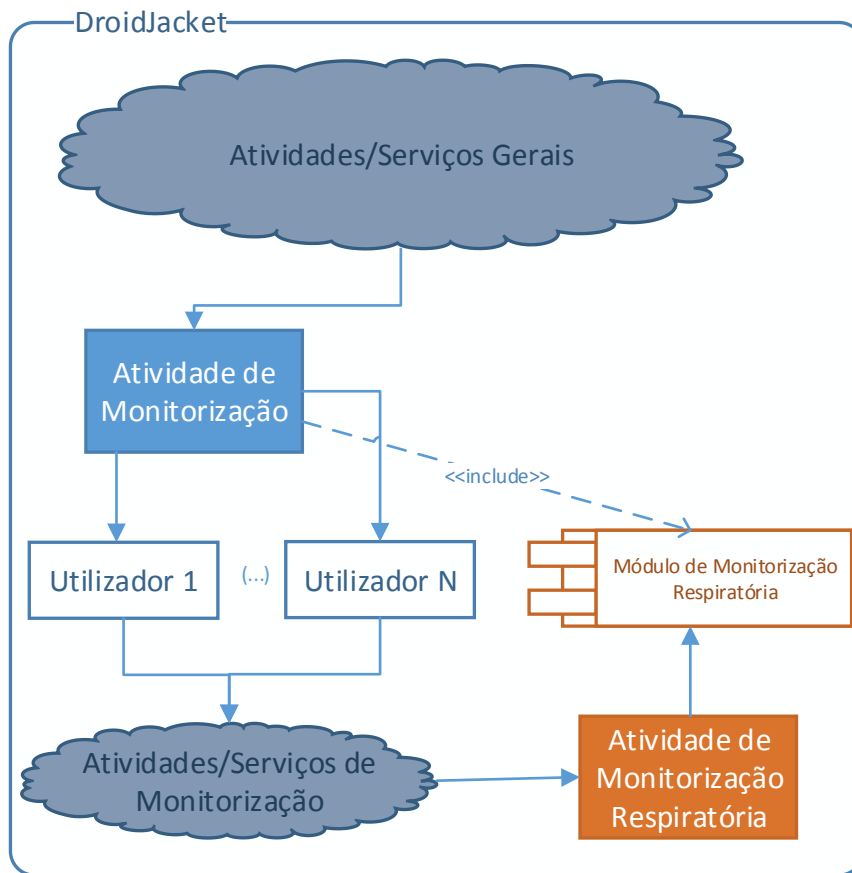
Adicionalmente, existe uma variável que reporta o estado global do operador. Este atributo é determinado por triagem do padrão/evento com maior nível risco maior a cada momento (“Danger”, “Warning”, “Normal”, respetivamente). Ainda assim, quando são detetados simultaneamente, eventos com o mesmo nível de perigosidade a primazia é dada aos eventos de índole respiratória por ser o foco deste trabalho salvaguardar a saúde dos operacionais.

Tanto os resultados da análise como as classificações dos detetores são acessíveis, assincronamente, por *getters* aos repositórios internos ao módulo. Tudo isto de forma a permitir refrescar a resposta gráfica/sonora com uma periodicidade igual à receção de tramas, mas também para redirecionar os resultados do módulo de análise para a Web a qualquer instante.

## 4.3 Integração no *DroidJacket*

O módulo de processamento do sinal respiratório foi integrado no *DroidJacket*, como mais um módulo de análise conforme o disposto na Figura 4.3.

Para cada utilizador é instanciada uma atividade de monitorização que além das atividades e serviços que já dispõe (relacionadas a sinais vitais e variáveis ambiente), instancia também o módulo desenvolvido para análise respiratória, bem como uma atividade para visualização gráfica do sinal/deteções.



**Figura 4.3 – Nova Arquitectura do DroidJacket: figuras a azul ilustram componentes nativos ao DroidJacket e o componente a laranja os componentes adicionados**

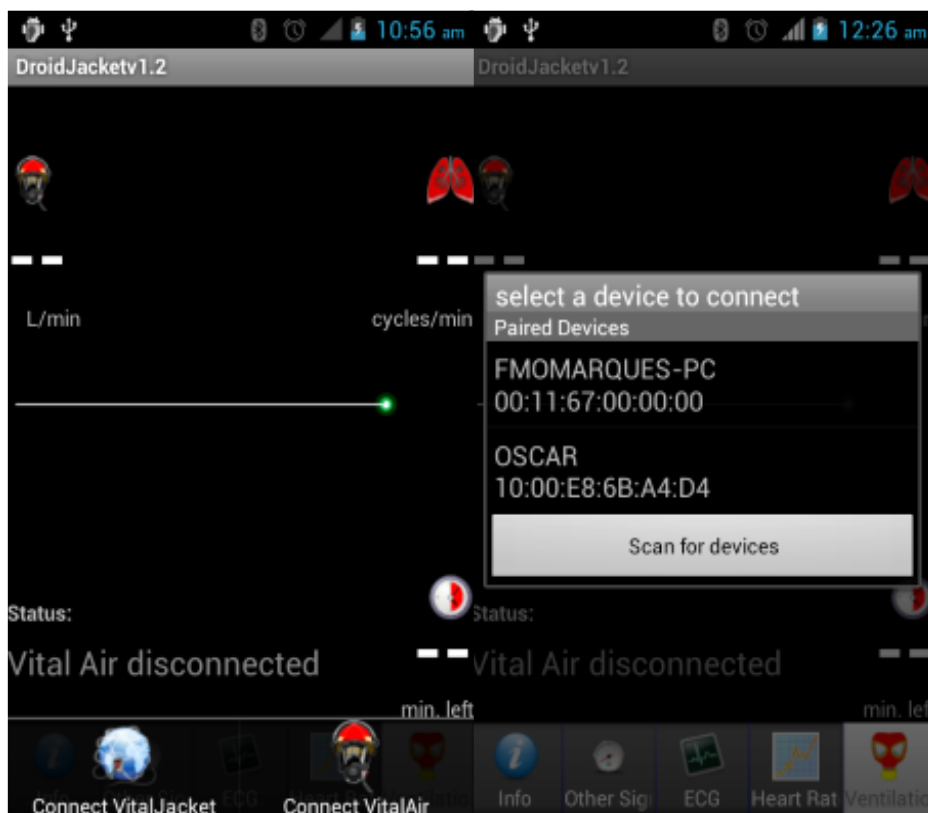
A forma de interação da aplicação com o módulo integrado consiste no envio das tramas recebidas para os módulos de análise, sendo que a atividade de monitorização respiratória recolhe os resultados com a mesma periodicidade da receção de tramas, apresentando-os de forma gráfica ou despoletando alarmes se for o caso.

Com isto torna-se possível a tão almejada monitorização respiratória de bombeiros, em equipa, de forma análoga ao que o *DroidJacket* possibilita para o ECG (máximo de 4 sessões em paralelo). No entanto, a base para esta conclusão reside apenas no seguimento estrito da arquitetura (“TeamMonitor instance”) e respetivos resultados demonstrados na dissertação *DroidJacket*[9], isto porque a logística disponível durante os trabalhos inviabilizou qualquer teste a este nível (e. g. apenas 1 protótipo *VitalAir*).

### 4.3.1 Aquisição e Armazenamento de dados

A conexão com o *VitalAir* instalado na ARICA é feita via Bluetooth aproveitando o serviço de conexões do *DroidJacket*. Foi necessário fazer uma extensão deste serviço para permitir o emparelhamento com cada ARICA/*VitalAir* independente do emparelhamento

com outros equipamentos, nomeadamente o *VitalJacket* (automático pelo atributo *Jacket ID*).



I) Menu de conexões

II) Lista de dispositivos

Figura 4.4 – Menu de conexão com *VitalAir*(I) e atividade de escolha de dispositivo a conectar (II)

Na Figura 4.4 apresentam-se a sequência de atividades que representam o resultado da extensão do serviço de conexões Bluetooth. Na parte posterior da Figura 4.4 I), a opção “Connect VitalAir” despoleta a atividade de listagem de dispositivos Bluetooth previamente emparelhados com o *smartphone* (Figura 4.4 II). Através desta listagem, o utilizador deverá escolher o equipamento *VitalAir* que possui no seu ARICA, para que se dê início à ligação de dados e consequente monitorização.

Depois de efetuada a ligação, os dados recebidos são enviados para o módulo de processamento do sinal respiratório. Na gestão da comunicação, a verificação de integridade das tramas é feita *à priori* com um *buffer* temporário de forma a que a informação apenas seja submetida ao módulo de análise quando é lida e validada uma trama completa (Figura 4.5), pois a conexão não garante esta integridade por si própria.

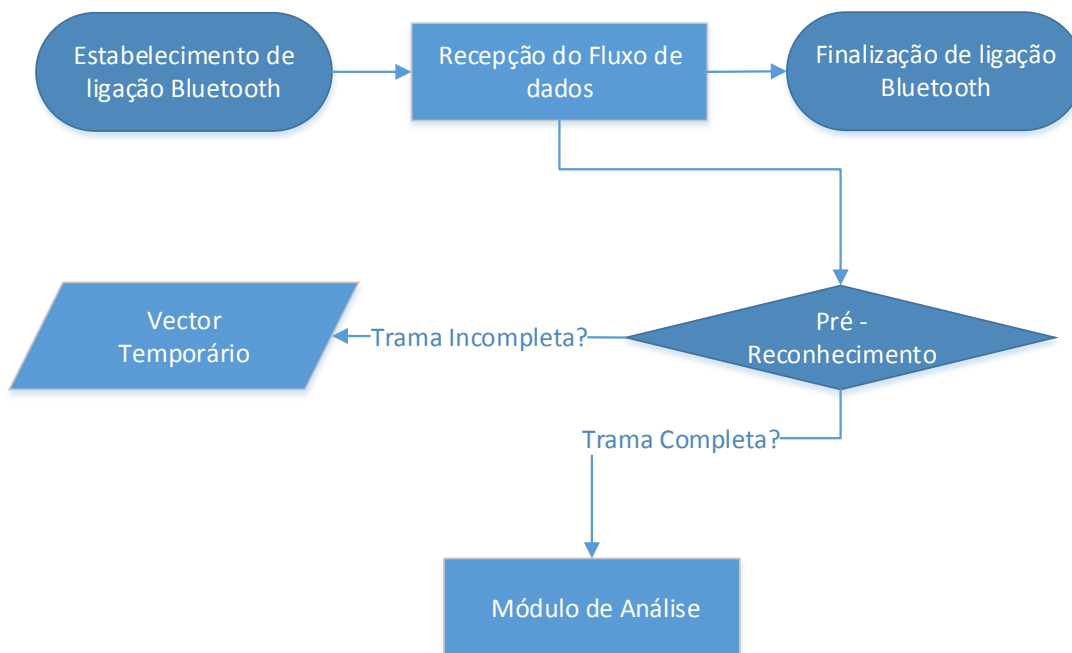


Figura 4.5 - Recepção e pré-reconhecimento de tramas

### 4.3.2 Interação com o utilizador

A interface gráfica relativa à análise e visualização da informação ventilativa está integrada como uma subactividade do *DroidJacket*. No contexto da monitorização respiratória, sempre que uma trama é tratada pelo módulo de análise, a atividade recolhe informação sobre os parâmetros calculados, os Padrões/Eventos detetados e respetivo nível de risco do operador (ilustrado na Figura 4.6).



Figura 4.6 - Interface de monitorização respiratória - apresentando frequência respiratória (canto superior direito), consumo (canto superior esquerdo), autonomia (canto inferior direito), estado global do operador (canto inferior esquerdo) e desenho gráfico do sinal (centro).

Em termos de visualização, os valores (e.g. frequência, consumo e autonomia) são apresentados segundo um código de cores que tem em consideração as classificações das tabelas Tabela 4.1 e Tabela 4.2, sendo que: para valores abaixo dos domínios normais usam-se tons de Azul, verde para valores dentro dos limites aceitáveis e tons de encarnado para resultados acima do definido. No caso do estado global do operador, a correlação entre estados e cores segue na seguinte tabela:

Nível de Perigo	Cor
NORMAL	Verde
WARNING	Amarelo
DANGER	Vermelho

Tabela 4.3 - Relação entre estados e interface gráfica

Adicionalmente, quando o estado detetado é de “DANGER” a atividade de monitorização executa um alerta composto por som e vibração estridentes que só é parado por interação com caixa de diálogo (Figura 4.7 – Ecrã de Alarme) que verbaliza o acontecimento de perigo detetado. Com isto procura-se garantir que o próprio bombeiro (e.g. baixa autonomia) ou os seus camaradas, caso este esteja incapacitado (e.g. apneia, hiperventilação), tomam conhecimento do que está a suceder.

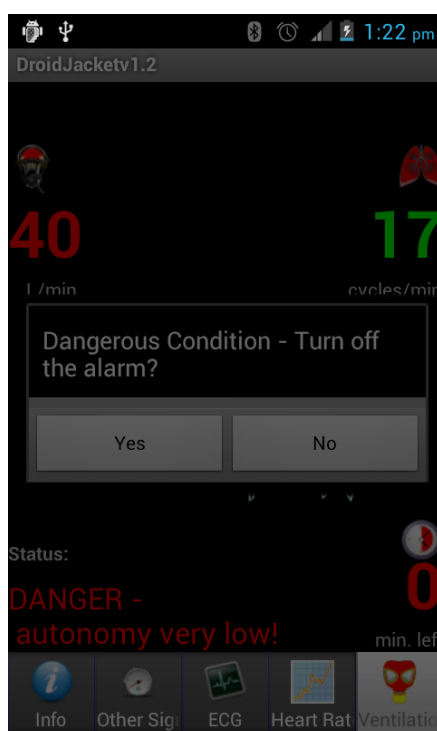


Figura 4.7 – Ecrã de Alarme, exemplo de autonomia esgotada

Na parte central do ecrã apresentado na Figura 4.6, é possível observar o desenho gráfico do sinal respiratório capturado através do *VitalAir*. Esta funcionalidade foi implementada, seguindo o paradigma de arquitetura/visualização do *DroidJacket*, através da replicação e reedição do pacote “Open GL” nativo ao *DroidJacket*[9] para visualização de sinal proveniente do *VitalJacket*[8]. A interação deste pacote com a atividade de monitorização é ilustrada na Figura 4.8, e descreve-se genericamente pela instanciação do objeto “Renderer” por parte da atividade de monitorização. Este objeto fronteira o componente gráfico “GL Surface View” que, por sua vez, acede aos serviços de desenho gráfico (Open GL ES [9]).

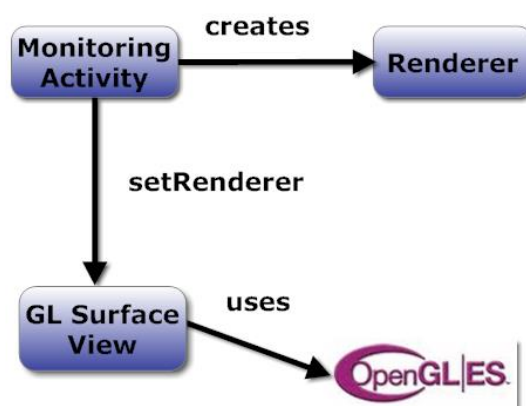


Figura 4.8 - Interação entre atividade monitorização e pacote OpenGL[9]

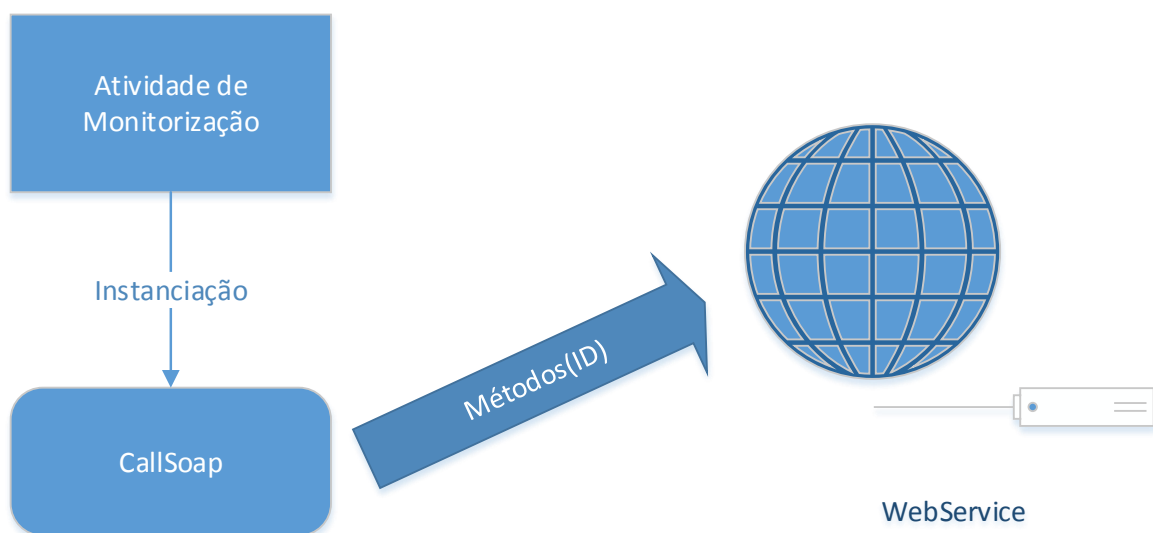
Posto isto, à medida que as tramas são submetidas ao módulo de análise respiratória, cada valor de ventilação é extraído da trama e adicionado ao objeto “Renderer”, através do método a isso destinado. Isto de forma paralela, ou seja, o sinal desenhado no ecrã corresponde exatamente aos valores submetidos ao módulo de análise respiratória, trama a trama.

### 4.3.3 Interação com Aplicação Web

Tendo em vista a exportação dos dados respiratórios tratados no domínio da monitorização local (*DroidJacket*) para uma plataforma de monitorização remota (descrita na secção 4.4), recorreu-se a um exemplo de comunicação entre aplicações *Android* e *WebServices* ASP.NET [30]. Segundo este exemplo, existindo um serviço *Web* acessível por parte do *smartphone*, a utilização da biblioteca *ksoap* [31] na aplicação móvel permite aceder aos métodos públicos do *WebService* enquanto cliente do mesmo, bastando para isto saber os endereços e métodos caracterizadores do dito serviço.

No domínio da aplicação móvel, a implementação consistiu no desenvolvimento da classe “CallSoap” [30] que contém a definição dos endereços de acesso ao serviço e consequentes métodos de chamada às funções disponibilizadas pelo mesmo, um para cada função conforme a sugestão do exemplo considerado [30].

Na Figura 4.9 apresenta-se a forma como a classe “CallSoap” interage com os restantes componentes de *software*. a atividade de monitorização do *DroidJacket* instancia a classe desenvolvida, passando a utilizar os seus métodos sempre que necessita de enviar dados para o *Webservice*. Dados estes (e. g. informações de utilizador, sinal *VitalAir* ou parâmetros respiratórios frutos do módulo de análise respiratória integrado no *DroidJacket*) que são passados como parâmetros dos métodos (*Setters* conceptuais), sendo que um dos parâmetros é sempre o identificador (“ID” da Figura 4.9) numérico do utilizador *DroidJacket* para o serviço *Web* correlacionar os dados recebidos com o utilizador que os envia.



**Figura 4.9 - Interação do DroidJacket com aplicação Web**

Apesar dos trâmites de funcionamento serem descrito mais à frente neste documento, desde já se fornece uma visão geral da sequência de métodos utilizados pela aplicação móvel para suportar uma sessão de monitorização remota na aplicação *Web*:

- Quando uma sessão de monitorização local é iniciada, a aplicação móvel tenta executar o método de criação de nova sessão remota no serviço *Web*, passando como parâmetros o ID e Nome do utilizador;
- No caso da sessão ser aberta com sucesso, sempre que uma trama é recebida, é redirecionada para o *WebService* sob a forma de parâmetro do método de atualização do sinal *VitalAir* dessa sessão remota;

- Paralelamente, e de forma análoga ao envio do sinal, os parâmetros respiratórios aferidos localmente pelo *smartphone* são também atualizados por invocação método a isso destinado.
- Quando uma sessão de monitorização local é concluída, a responsabilidade de fechar a sessão remota é passada à aplicação *Web*, e consiste na quebra de invocação dos métodos de atualização de dados da sessão em causa.

### 4.3.4 Monitorização Respiratória

Uma vez descrita toda a implementação e lógica de utilização da aplicação móvel, cumpre agora explicar e demonstrar as implicações que o módulo de análise respiratória tem na utilização do *DroidJacket*.

Conforme já foi referido a quando da descrição do módulo de análise respiratória, a determinação da frequência respiratória é feita ciclo-a-ciclo, ou seja, depois iniciada a sessão, basta que um ciclo seja detetado para que se consiga visualizar a taxa de respirações por minuto. No entanto, isto não acontece para o consumo e autonomia do ARICA, necessitando-se de um minuto de funcionamento para que a primeira estimativa seja conseguida. Enquanto isso não sucede, é utilizado o valor fixo (40 Litros/minuto conforme a Equação 2.1 [1]) pelos próprios equipamentos para soarem o alarme de autonomia.

Na Figura 4.10 exemplifica-se precisamente o fenómeno de calibração já descrito, ou seja, os resultados da aplicação durante o minuto de calibração inicial e o período subsequente. Como se pode observar no ecrã inicial (canto superior esquerdo Figura 4.10 I) o consumo utilizado para a estimativa de autonomia do operador é de 40 Litros/minuto levando a que a autonomia estimada seja de 18 minutos. Depois do 1º minuto de utilização (Figura 4.10 II), o consumo calculado desse minuto foi de 30 litros, logo a autonomia subiu para 22 minutos (Figura 4.10 II – canto inferior direito).





**I) Início de monitorização**

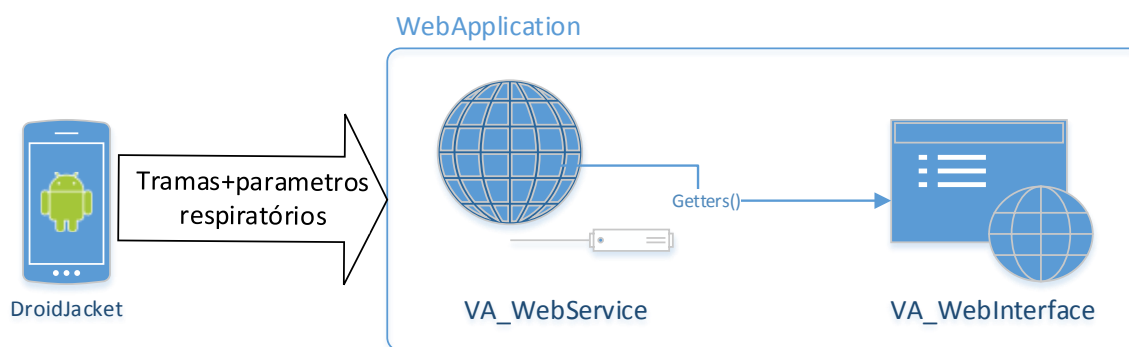
**II) Monitorização calibrada**

**Figura 4.10 - Ilustração do funcionamento da monitorização Respiratória: I) monitorização durante o 1º minuto em é usada a estimativa de consumo por defeito; II) monitorização depois de adquirido o consumo do 1º minuto, e sua repercussão na estimativa de autonomia**

Desde já em jeito de conclusão, fica demonstrada a mais-valia das determinações de consumo/autonomia implementada pois no caso demonstrado na figura anterior, a diferença já é de 4 minutos, tempo que no cenário considerado nesta dissertação, pode significar a diferença entre vida e morte do operacional/vítimas.

## 4.4 Aplicação Web

A aplicação Web foi desenvolvida para permitir a visualização do sinal/parâmetros respiratórios adquiridos no terreno com recurso à aplicação móvel. O objetivo foi implementar uma prova de conceito que permitisse maior abstração tecnológica de acesso aos dados do FIREMAN, independentemente do dispositivo que se tenha à disposição (e.g. PCs, tablets, *smartphones*) ou da sua localização geográfica (e.g. teatro de operações, comandos distritais/nacionais). No contexto dos Teatros de Operações, a aplicação *Web* destina-se a ser usado pelas estruturas de comando, ajudando-as na tomada de decisões de caris logístico-operacional (e.g. coordenação de equipas, gestão de meios humanos/materiais). A implementação apresentada foi baseada em ASP.NET(C#), com a arquitetura que se apresenta na Figura 4.11.



**Figura 4.11 - Arquitetura da Aplicação Web**

A aplicação Web está dividida em dois componentes de *software* complementares:

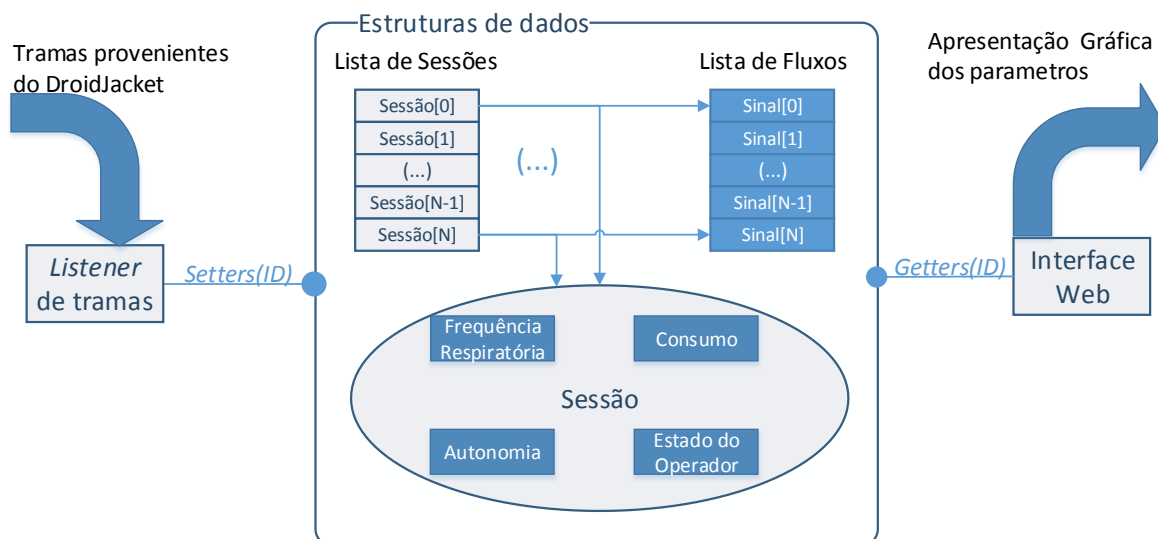
- um serviço Web (VA\_WebService), responsável pela receção e tratamento da informação proveniente da aplicação móvel;
- uma interface (VA\_WebInterface) que apresenta a informação de interesse ao utilizador através de pedidos periódicos de dados ao *WebService*.

Esta arquitetura dissocia claramente o processamento de dados dos componentes gráficos que possibilitam visualização dos mesmos, isto com o intuito de encapsular toda a programação relacionada com os dados respiratórios no *WebService*, constituindo assim uma plataforma mais amigável, do ponto de vista do programador, para evolução deste trabalho no futuro.

#### 4.4.1 VA\_WebService

O serviço VA\_WebService foi desenvolvido para gerir os dados recebidos do *DroidJacket*. O *DroidJacket* contém uma base de dados interna na qual se encontram registados os dados de cada utilizador e é mantido um mapeamento entre os dados de cada bombeiro e as suas sessões de monitorização (e. g. ECG, Respiração). O VA\_WebService mantém este mapeamento sendo que cada utilizador e as sessões de monitorização no serviço *Web* preservam os identificadores do *DroidJacket*.

Na Figura 4.12 apresentam-se as estruturas de dados nativas ao serviço e respetivos fluxos de informação.



**Figura 4.12 - Estrutura do serviço Web**

O VA\_WebService tem um conjunto de métodos de acesso público que visam o envio de informação do *DroidJacket* para o serviço, este conjunto de métodos é ilustrado pelo “Listener” da Figura 4.12 e consiste em passar as tramas/dados de cada utilizador ativo enquanto parâmetros das funções, sendo que um dos parâmetros é sempre o ID do utilizador da aplicação *DroidJacket*. Desta forma, os dados de cada utilizador são permanentemente atualizados pela própria aplicação móvel nos moldes já descritos (secção 4.3.3).

Internamente ao VA\_WebService, cada sessão é abstraída por uma VA\_Session, que funciona como repositório dos dados inerentes a cada utilizador (uma instanciação da VA\_Session para cada um), constituindo assim um vetor de sessões para suportar multi-sessão, ou seja, monitorizar equipas de bombeiros ( Figura 4.13). É esta informação que é atualizada quando são recebidas novas tramas, sendo depois lida, nomeadamente para suportar a visualização da informação no interface *Web*. Cumpre ainda referir que a dita classe comporta todos os dados respiratórios adquiridos/determinados pelo *DroidJacket*, à exceção do próprio sinal respiratório, cujo tratamento se explicará seguidamente.

VA_Session
-ID (Utilizador)
-Frequência Respiratória (Ciclos/minuto)
-Consumo de Ar (Litros/minuto)
-Autonomia (Minutos)
-Estado do Operador (Padrão/Evento)
-Nível de Perigo (OK/Warning/Danger)
+Getters/Setters genéricos

**Figura 4.13 - Classe representativa de cada sessão**

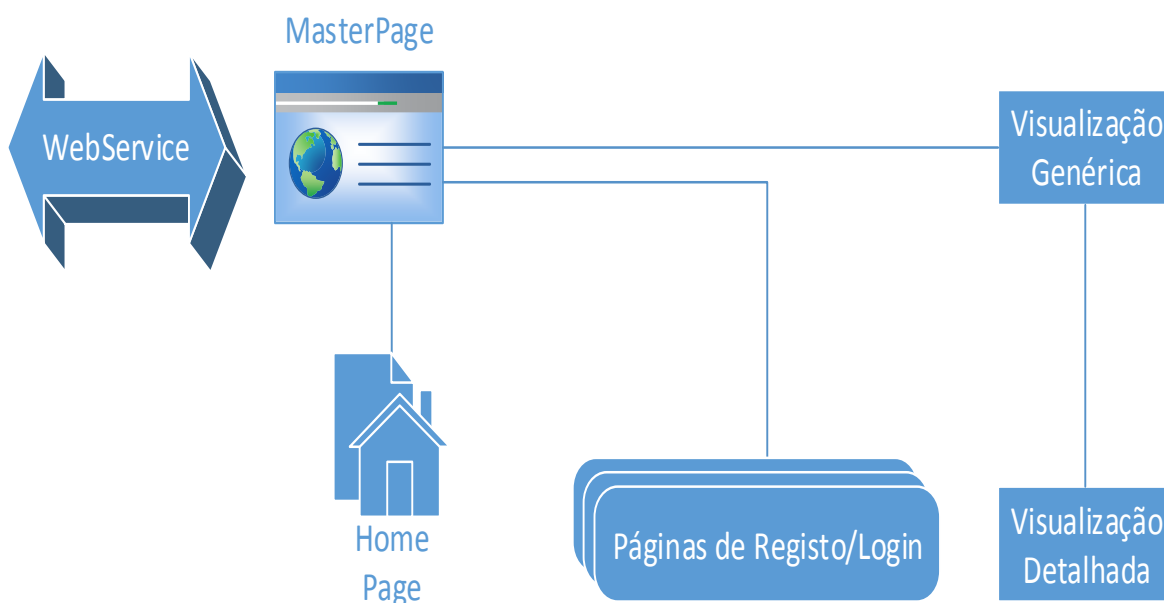
Para facilitar a visualização gráfica do sinal respiratório, existe um vetor de “buffers” (Lista de Fluxos da Figura 4.12) com as informações relativas à ventilação de cada utilizador. Na prática esta separação, entre parâmetros respiratórios e sinal propriamente dito, foi desenhado com o propósito principal de possibilitar o refrescamento das interfaces de forma independente, ou seja, do lado da interface pretendem-se fornecer visualizações genéricas (só com parâmetros) e detalhadas (com visualização gráfica do sinal) de cada sessão.

Ainda neste último desígnio, do desenho gráfico do sinal respiratório, o intuito é desenvolver o suporte à apresentação do sinal com o mínimo atraso possível, logo tolerando eventuais perdas decorrente de atrasos nas comunicações entre módulos. Assim, o vetor de sinal respiratório é gerido pelo *Listener* de tramas de forma análoga aos objetos das sessões, sendo que para cada sessão existe um “buffer” do sinal respiratório em que cada posição corresponde a uma trama. Ainda neste desígnio, para cada sessão existe um cursor (índice inteiro), gerido pelo método de acesso (leitura pela interface *Web*) ao sinal, que indica a ultima trama desenhada na interface *Web*, assim, pela diferença entre este cursor e o índice da ultima trama do “buffer”, consecutivamente atualizado pela aplicação móvel com mais tramas, consegue-se saber as tramas que ainda não foram visualizadas e proceder ao seu envio para a interface quando o respetivo método de acesso for executado.

Com isto, consegue-se um nível de encapsulamento entre o serviço *Web* e a interface que permite (para além dos objetivos de minimizar atrasos e tolerar perdas) flexibilização do período em que a interface acede ao serviço, no entanto, para a prova de conceito implementada não se utilizam intervalos de acesso superiores a 1 segundo (mais precisamente 960 ms) como se explica no seguimento deste capítulo.

#### 4.4.2VA\_WebInterface

A implementação do interface *Web* VA\_WebInterface apesar de simples teve um foco especial na robustez da solução nomeadamente na visualização da informação temporal. Posto isto, a interface tem a hierarquia de páginas que se apresenta na Figura 4.14.

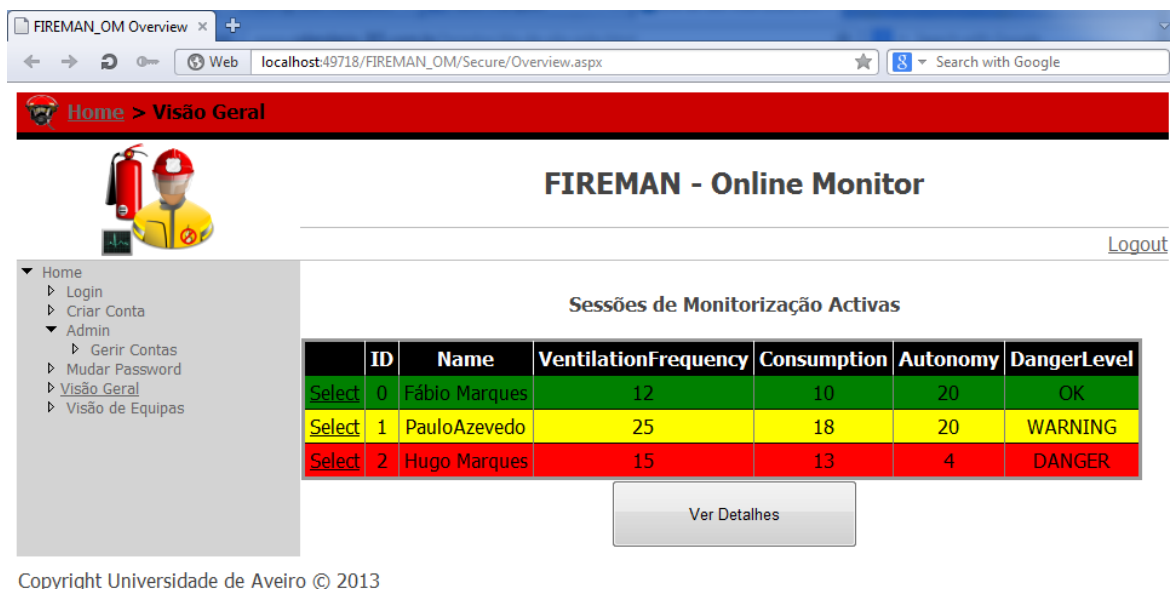


**Figura 4.14 - Arquitetura da Interface Web**

Primeiramente, desenvolveu-se o *layout* genérico (*MasterPage* da Figura 4.14) que se destina a ser usado em todas as páginas da interface. Um componente essencial desta página é o mapa do site que possibilita navegação por toda a aplicação, bem como a área de trabalho que se destina à inclusão de componentes visuais nas subpáginas.

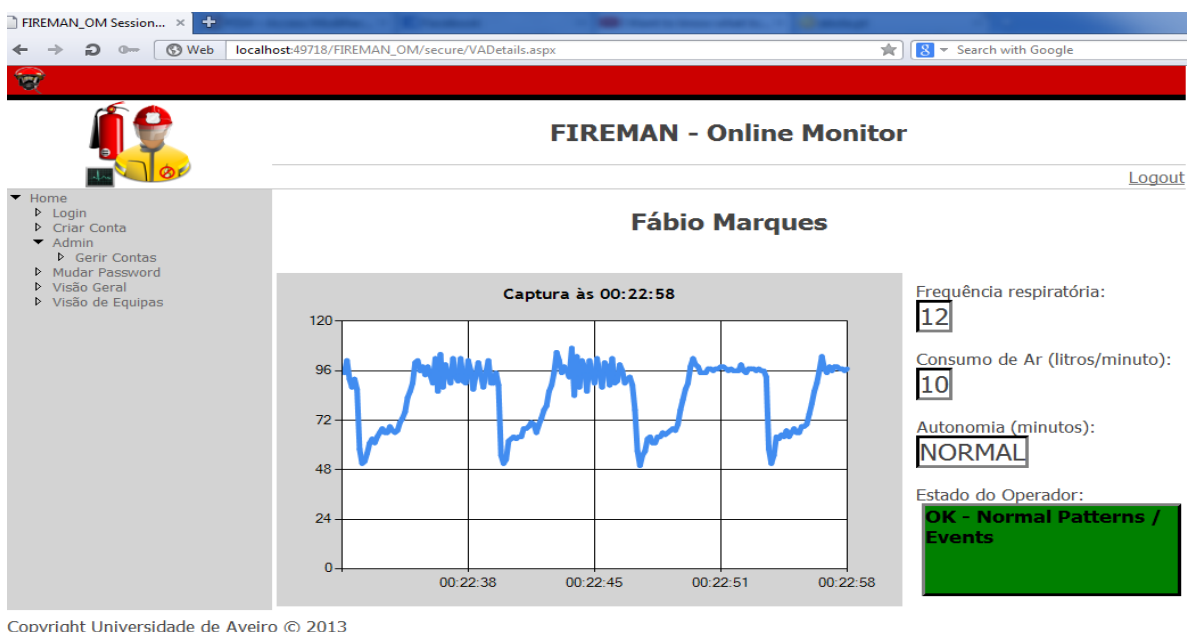
Como método de autenticação do site, usaram-se os componentes de gestão automática de utilizadores nativos ao ASP.NET [32], com os respetivos controlos de interface para suportar registo e autenticação de utilizadores.

Uma vez registados na aplicação, os utilizadores passam a ter acesso à informação genérica e detalhada das sessões de monitorização ativas. Por visualização genérica entenda-se a apresentação de todas as sessões de monitorização respiratória ativas num dado instante com o intuito de fornecer uma visão abrangente do estado de todos os operadores no terreno, segundo os níveis de perigo (e respetiva resposta visual) estabelecidos na Tabela 4.3. Na Figura 4.15 apresenta-se o interface desta página, em que se ilustram 3 sessões ativas, uma para cada nível de perigosidade, segundo os mesmos detetores definidos para o novo módulo integrado no *DroidJacket*.



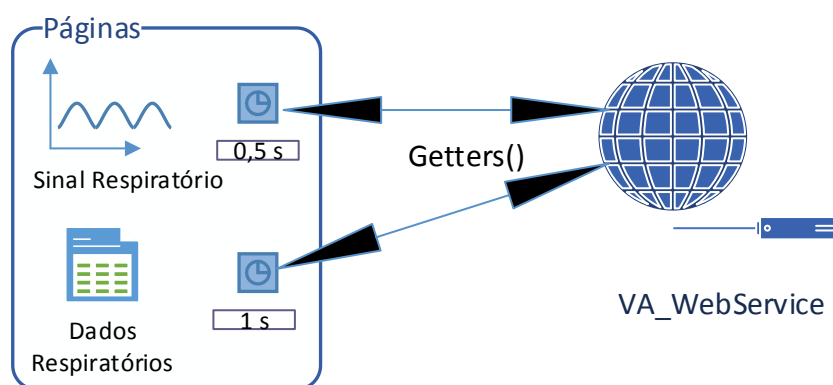
**Figura 4.15 - Visualização genérica com 3 sessões de monitorização ativas: a verde bombeiro em boas condições, a amarelo bombeiro em perigo não imediato, a vermelho bombeiro em perigo imediato**

A cada sessão corresponde a uma linha da grelha de monitorização em que o estado respiratório de cada operador pode ser facilmente apreendido através da cor que esta ostenta e da sua informação textual. No entanto, caso o utilizador da aplicação *Web* necessite de mais informação sobre um qualquer bombeiro, basta seleccionar a respetiva linha da grelha e é apresentada uma outra página visão detalhada do operador em questão. Esta página (Figura 4.16) contém, para além de todos os parâmetros respiratórios, padrões e Eventos, a visualização gráfica do sinal respiratório conseguida através da utilização dos componentes de interatividade assíncrona *AJAX* (*timers e charts controls*) segundo os exemplos da documentação [33].



**Figura 4.16 - Página de visão detalhada**

Na prática, as páginas de Visualização genérica e detalhada, acedem ao serviço *Web* com periodicidades distintas consoante o tipo de informação que se pretende atualizar na página. Assim, existem dois temporizadores, um para atualizar os dados relacionados com os detetores (accede aos *Getters* do serviço segundo a segundo) e outro para atualizar o gráfico do sinal respiratório que acede ao serviço a cada 0,5 segundos, neste último desígnio, o gráfico só é atualizado caso existam tramas novas o que justifica as escolhas de implementação tomadas a quando da estruturação do serviço *Web* (descrição no âmbito da Figura 4.12). Tudo isto processa-se segundo o esquema da Figura 4.17.



**Figura 4.17 - Atualização da informação na interface**





# 5 Avaliação do FIREMAN

Neste capítulo descreve-se o processo de avaliação do sistema FIREMAN. Neste sentido, e dado que o funcionamento do sistema desenvolvido envolve a utilização de recursos acessíveis através dos corpos de bombeiros, começa-se por apresentar uma demonstração de todo o sistema. Demonstração esta levada a cabo nos Bombeiros Voluntários de Vouzela, com o intuito de atestar o funcionamento e integrabilidade do sistema nos meios utilizados pelos bombeiros, bem como aferir a receptividade dos operacionais em utilizar o FIREMAN.

Depois do sucesso na demonstração do sistema, identificou-se como crítica a validação da algoritmia de monitorização respiratória implementada, pois as restantes variáveis (e. g. consumo de ar, autonomia do operador) são implementações diretas de fórmulas já sobejamente documentadas e validadas. Para isto, e dado que o uso do ARICA implica uma formação específica, testou-se o FIREMAN em 5 bombeiros (de duas corporações distintas) enquanto estes realizavam uma prova de esforço. Neste âmbito, apresentam-se os respetivos resultados e análise crítica dos mesmos.

## 5.1 Demonstração do sistema

O protótipo do FIREMAN foi testado num contexto de formação dos operacionais. Apesar de se revelar impossível de reunir todas as condições de avaliação durante o treino, nomeadamente fumos, temperaturas elevadas, visibilidade nula que impedem qualquer observação do sistema em funcionamento por parte de terceiros, o sistema foi instalado nos meios operacionais dos Bombeiros Voluntários de Vouzela. Esta instalação permitiu demonstrar o FIREMAN e obter opiniões globais do sistema de alguns membros do quadro ativo/comando.

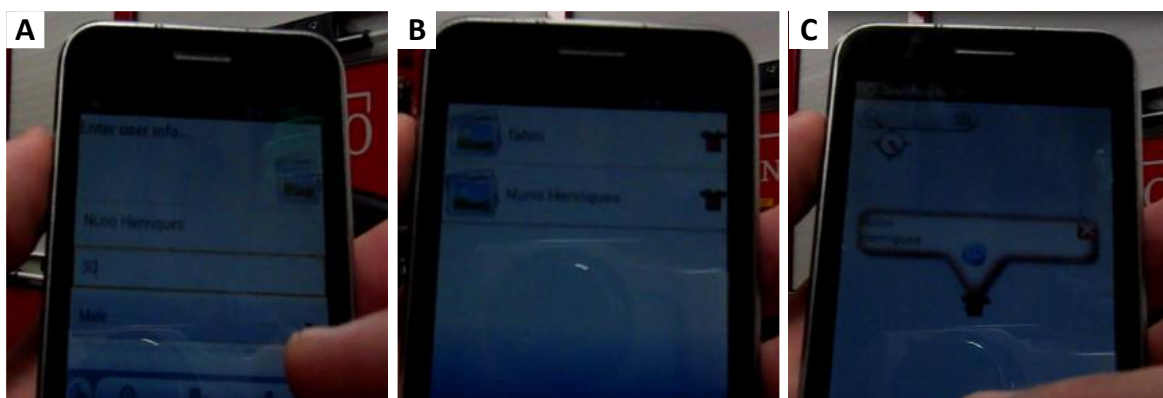
### 5.1.1 Instalação do sistema

A primeira etapa de instalação do FIREMAN pressupõe a montagem do *VitalAir* no ARICA enquanto parte do material de proteção individual para incêndios urbanos, como se observa na Figura 5.1.



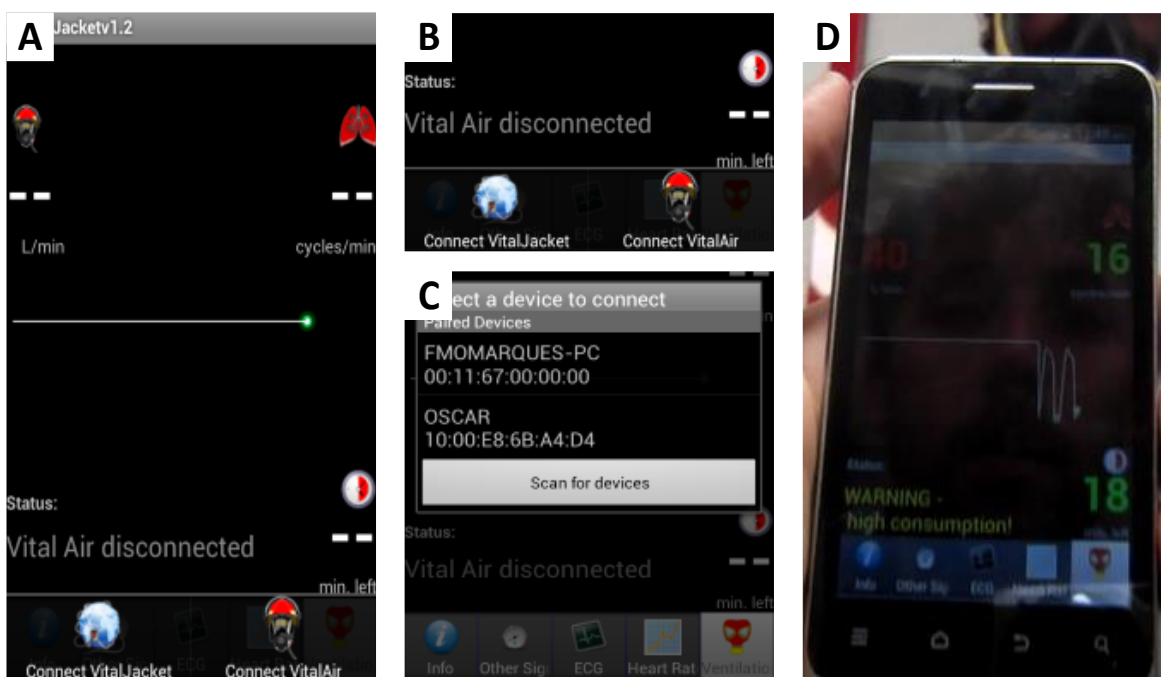
**Figura 5.1 - Bombeiro equipado com *VitalAir*: A – módulo do capacete; B1 – unidade de processamento; B2 – sensor de pressão da garrafa**

Após a montagem do *VitalAir* passou-se à sequência de ações de preparação para execução do *DroidJacket* (e. g. introdução dos dados de utilizador e início de sessão de monitorização), na sequência ilustrada pela Figura 5.2.



**Figura 5.2 - Criação de utilizador *DroidJacket*: A - dados pessoais; B - lista de utilizadores; C - início de sessão com localização GPS**

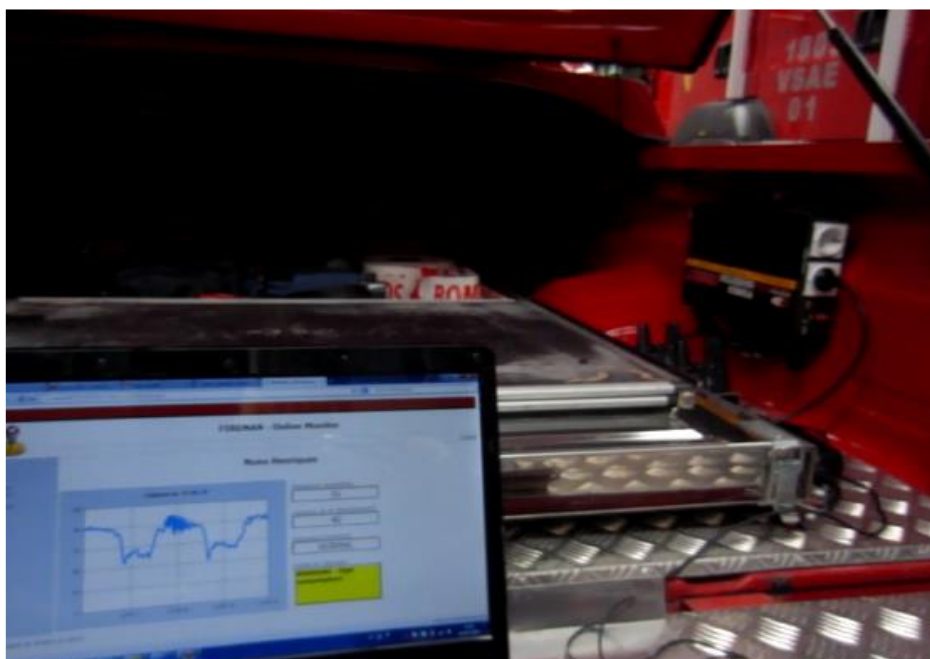
Ressalva-se que durante os testes não foi possível obter a localização geográfica razão pela qual o mapa não aparece (Figura 5.2 C) não surgir no ecrã. A fase seguinte é referente à monitorização respiratória do sujeito, que implica para além da escolha do utilizador, o emparelhamento com o *VitalAir*, possível após clicar no botão de conexão e seleccionar o dispositivo a ligar (Figura 5.3 B e C).



**Figura 5.3 - Monitorização Respiratória DroidJacket: A - ecrã inicial; B - conectar VitalAir; C – Listagem de dispositivos; D - monitorização iniciada**

Na Figura 5.3 D), já se consegue observar a monitorização no seu estado inicial, ou seja, durante o minuto de calibração em que o consumo de ar (canto superior esquerdo) ainda não pode ser aferido. De resto, tudo de revelou a funcionar dentro do esperado pelo que se prosseguiu com a demonstração.

De forma a ilustrar as potencialidades da aplicação *Web*, equipou-se um veículo de comando táctico (VCOT) com um computador portátil, portador da aplicação e serviço *Web* inerente. A integração física do computador no veículo de comando, surge no seguimento da evolução das características destes mesmos veículos (e. g. plataformas para computadores portáteis, fontes de alimentação) para melhor auxiliarem os comandantes no terreno, numa ótica de utilizar a informática como instrumento de decisão operacional. Isto pode ser constatado na Figura 5.4 que ilustra a instalação do computador no VCOT usado. Para além do portátil, podem ser vistas as fontes de alimentação (à direita), rádios, plataformas amovíveis para montagem de quadros com documentação (e. g. cartas militares, mapas, planos de acção).



**Figura 5.4 – Instalação do PC no VCOT**

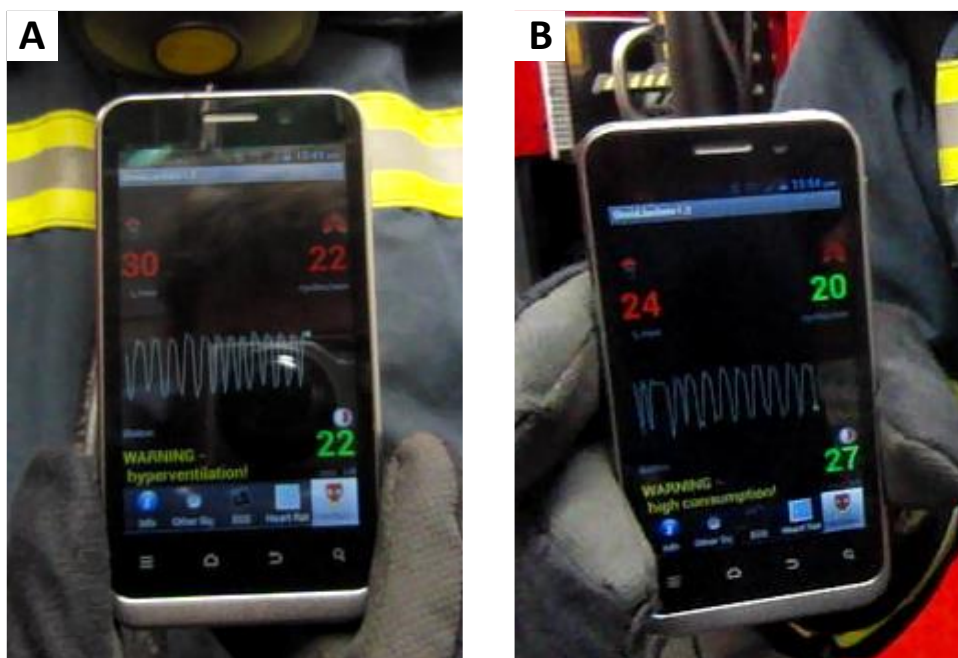
A aplicação Web do FIREMAN permite a monitorização remota dos dados adquiridos do *DroidJacket*. Na Figura 5.5 A, apresenta-se a página de visão geral em que aparece a sessão iniciada para o utilizador do *DroidJacket*, depois, clicando nessa mesma sessão obteve-se a visualização da Figura 5.5 B, onde são apresentados os parâmetros respiratórios do operador, bem como o próprio sinal respiratório.



**Figura 5.5 - Demonstração da Aplicação Web: A - visão geral; B- visão detalhada**

É possível, através do módulo integrado no *DroidJacket*, verificar o cálculo de autonomia do operador em função do consumo de ar, variável que se determina minuto a minuto.

Na Figura 5.6 apresentam-se duas fotos da aplicação móvel capturadas em minutos subsequentes.



**Figura 5.6 - Validação dos algoritmos de consumo/autonomia: A - ecrã no minuto x; B - ecrã no minuto x+1**

Na Figura 5.6 A, o consumo estimado foi de 30 litros por minuto, estando o operador a hiperventilar. No minuto seguinte (Figura 5.6 B) foi pedido ao operador que diminuísse a frequência de respiração, pelo que o consumo baixou para 24 litros/minuto, levando a que a autonomia aumentasse 5 minutos. Ainda no contexto desta imagem, é importante notar que o estado global do operador mudou de hiperventilação (Figura 5.6 A) para (Figura 5.6 B) alto consumo, mudança observável por análise dos valores de frequência respiratória entre as imagens.

Da opinião recolhida dos bombeiros, é unanimemente reconhecida a utilidade do sistema, mesmo tendo em conta que se encontra ainda numa fase de protótipo - o *hardware* é a principal lacuna identificada pelos bombeiros. O quadro de comando mostrou-se completamente recetivo à utilização do componente a ele destinado (aplicação *Web*) partindo desde logo para algumas sugestões que serão consideradas no capítulo de trabalho futuro do presente documento.

## 5.2 Prova de esforço

Os protocolos de provas de esforço são frequentemente usados para estudar a resposta respiratória ao esforço físico de um dado indivíduo. Nestas medem-se os parâmetros de ventilação, sobre os quais se irão inferir conclusões sobre a condição do sujeito [27][28].

Na avaliação do FIREMAN usa-se um protocolo baseado numa prova de esforço com 4 fases distintas em que os sujeitos são submetidos a diferentes níveis de esforço físico:

- **Descanso** – 1 minuto de postura imóvel para se aferirem os parâmetros respiratórios base do sujeito, uma vez que estes variam em função das características do individuo (idade, peso, hábitos desportivos, etc.) [17];
- **Caminhar** – 3 minutos de caminhada que permitem inferir os padrões de ventilação num nível de esforço intermédio. Esta etapa visa também a estimulação muscular para a próxima fase, uma vez que o esforço físico deve ser incrementado de uma forma gradual;
- **Corrida** – 8 minutos de corrida contínua, com esta etapa pretende-se observar a ventilação dos sujeitos em situações de elevado esforço físico. Para isto, note-se que para além do exercício em si, o sujeito tem de transportar todo o equipamento;
- **Recuperação** – 2 minutos de repouso físico com o objetivo de observar o comportamento respiratório do individuo após um elevado esforço físico.

Com base em estudos anteriores [27], espera-se que seja verificado um aumento em valor absoluto dos parâmetros respiratórios em função do aumento, gradual, do esforço físico. Também é esperado que os sujeitos irão atingir um máximo de necessidade respiratória, período em que a frequência ventilativa deve estabilizar, até começar a diminuir com o início da fase de recobro. No final da recuperação, a ventilação deverá assumir valores enquadráveis no domínio aceitável para um adulto em repouso (secção 2.3).

Na prática, as provas de esforço foram efetuadas por bombeiros, aos quais se pedia a execução das 4 fases da prova (Figura 5.7), utilizando para isso todo o material de proteção individual para incêndios urbanos e industriais, sendo que o ARICA estava acoplado com um dispositivo *VitalAir* da mesma forma que se ilustra na Figura 5.1.





**Figura 5.7 - Prova de esforço do sujeito 2: A) descanso, B) caminhada, C) corrida, D) recobro**

Nestes testes, os dados foram recolhidos usando a aplicação *Android* e analisados *offline* usando o *V.A.S.A.*. Por sua vez, os resultados obtidos com o *V.A.S.A.* foram processados e visualizados usando *MATLAB* de forma a extrair informação útil na interpretação dos mesmos.

### 5.2.1 Sujeitos

É um dado adquirido que o desempenho físico sofre grande influência das características representativas de cada indivíduo e do ambiente em que os exercícios se realizam. Com consciência deste facto, e de forma a melhor justificar os resultados obtidos, segue-se a descrição dos sujeitos envolvidos no estudo:

### ***Sujeito 1***

Indivíduo do sexo masculino, bombeiro voluntário com experiência na utilização do ARICA, cujas características são: 23 anos, 90 kg, altura de 1.82 metros e praticante de *jogging* (frequente) e musculação (ocasional), sem histórico de patologias do foro cardiorrespiratório.

Este teste ocorreu a céu aberto, num dia chuvoso, com temperatura baixa e ventoso. O ARICA utilizado foi um equipamento *Racal* [36] (série 4000, garrafa em aço), com peso aproximado de 9 kg.

### ***Sujeito 2***

Indivíduo do sexo masculino, bombeiro voluntário com experiência na área dos incêndios urbanos e industriais, cujas características são: 32 anos, 105 kg, altura de 1.78 metros, sem hábitos desportivos frequentes e sem historial de patologias.

O sujeito executou o protocolo da prova de esforço em recinto fechado, num ambiente livre de perturbações atmosféricas (e.g. vento, radiação solar). O ARICA utilizado foi um equipamento *Fenzi* [37] (garrafa em aço), com peso aproximado de 9 Kg.

### ***Sujeito 3***

Indivíduo do sexo masculino, bombeiro voluntário com experiência/formação na área dos incêndios urbanos e industriais cujas características de interesse são: 27 anos de idade, 74 kg, 1.75 metros de altura, e praticante ocasional de ginástica de manutenção.

Esta prova de esforço decorreu em recinto fechado, num ambiente livre de perturbações atmosféricas (e. g. vento, radiação solar). O ARICA utilizado foi um equipamento *Draeger* [35] (garrafa de ar comprimido em fibra de carbono) a pesar aproximadamente 4 Kg.

### ***Sujeito 4***

Indivíduo do sexo feminino, bombeiro voluntário com pouca experiência na utilização de aparelhos respiratórios, cujas características são: 26 anos, 60 kg, altura de 1.60 metros, sem hábitos desportivos e saudável até à data.

A prova realizou-se a céu aberto, num dia ameno, com a temperatura a rondar os 25° *celsius*. O ARICA utilizado foi um equipamento *Draeger*



(garrafa de ar comprimido em fibra de carbono) a pesar aproximadamente 4 Kg.

### ***Sujeito 5***

Individuo do sexo masculino, bombeiro profissional com experiência/formação na área dos incêndios urbanos e industriais cujas características são: 35 anos de idade, 77 kg, 1.78 metros de altura, e praticante frequente de exercício, tendo sido futebolista.

Esta prova de esforço ocorreu a céu aberto, num dia ameno, com a temperatura a rondar os 25° *celsius*. O ARICA utilizado foi um equipamento *Draeger* (garrafa de ar comprimido em fibra de carbono) a pesar aproximadamente 4 Kg.

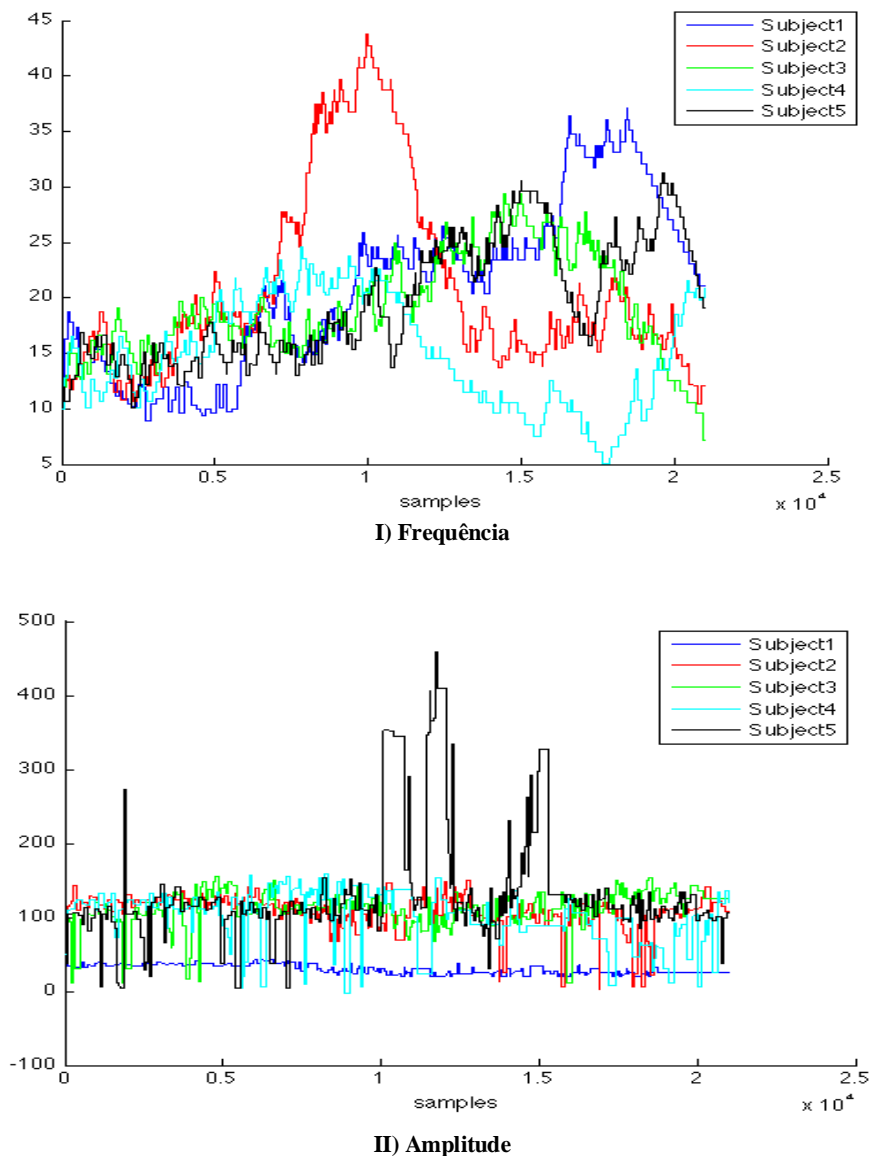
Em todas as recolhas de dados o *Smartphone* utilizado para executar a aplicação móvel foi um *ZTE Skate Acqua*, à exceção do sujeito 1 em se que utilizou um *ZTE-Blade*.

## **5.2.2 Resultados**

Uma vez efetuados os testes, os resultados obtidos foram tratados pela aplicação de análise (V.A.S.A.) em termos de frequência e amplitude. Com estes dados devidamente tratados, foi usado o MATLAB para visualização gráfica dos mesmos, bem como para a sua análise estatística.

Para melhor contextualizar os resultados adquiridos, começa-se por fornecer uma visão conjunta de todos os testes em termos de frequência e amplitude respiratórias, isto com as devidas considerações comuns/comparativas entre todos os sujeitos. Seguidamente, e de forma a melhor validar as considerações da análise conjunta, os segmentos de cada prova de esforço foram comparados individualmente, usando o teste de postos com sinais de Wilcoxon (comparando a mediana dos segmentos) e o teste F (comparando a variância dos segmentos), sendo considerado um nível de confiança de 0.05. Uma vez que se efetuaram testes múltiplos, isto é, comparação entre vários segmentos não independentes, surge a necessidade de corrigir o teste estatístico evitando a presença de erros do Tipo I (falsos positivos), neste caso implementou-se a correção de *Bonferroni*.

Na Figura 5.8 apresentam-se os resultados de frequência (I) e amplitude (II) respiratórias para todas as provas de esforço efetuadas.



**Figura 5.8 - Análise de dados conjunta: I) Frequências e II) Amplitudes respiratórias de todos os sujeitos**

Na sua globalidade, os resultados corresponderam ao esperado, apesar do comportamento gráfico de alguns sujeitos ser um pouco desviante do que se pretendia, porém, estes fenómenos deveram-se a alguns fatores que influenciam a ventilação através do ARICA (e. g. características físicas dos sujeitos, correta utilização do ARICA). Neste sentido, e apesar de cada teste ser descrito individualmente no seguimento deste capítulo, segue-se uma enumeração dos principais fatores de comparação entre todas provas de esforço:

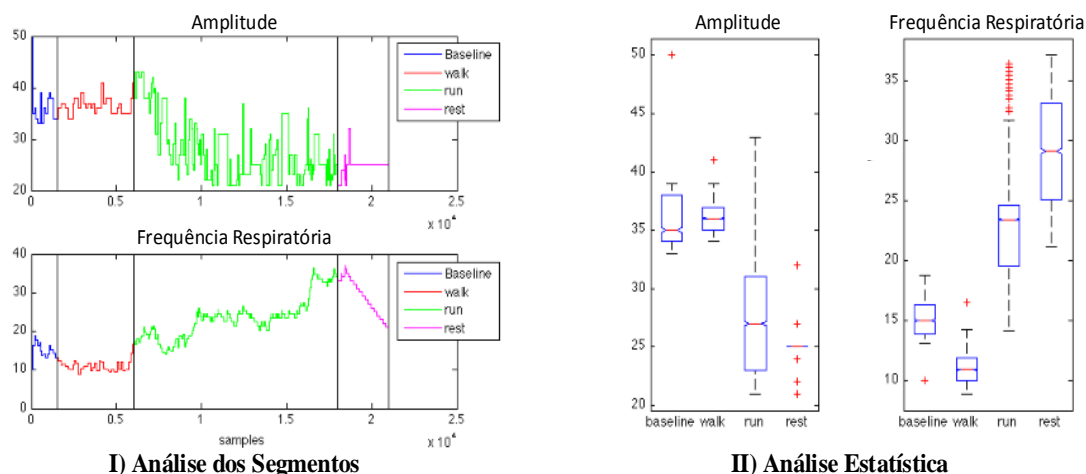
- Primeiramente, todos os sujeitos cumpriram a temporização da prova e respetivos exercícios, à exceção do sujeito 2 que não conseguiu concluir a fase de corrida.

- Em todas as provas verificou-se o aumento da frequência respiratória com o incrementar do esforço físico, e diminuição da mesma na fase de recobro. No que concerne à amplitude, registaram-se pequenas variações em torno de valores comuns a todos os sujeitos (Figura 5.8 II)), à parte de certos picos pontuais (e. g. sujeito 5 durante a fase de corrida). Não obstante que a amplitude representada nestes resultados reflete a amplitude de onda do sinal respiratório a cada ciclo, e não a amplitude respiratória definida como a quantidade de ar inalado/exalado por um individuo (descrita pelo capítulo 2.3 do estado da arte). Um pormenor importante também, é a diferença observável entre os valores de amplitude do sujeito 1 em relação aos demais, isto deve-se a uma alteração no *hardware* que alterou a gama de saída no sensor da peça facial.
- As características dos sujeitos (e. g. físicas e hábitos desportivos) tiveram os efeitos esperados nos dados respiratórios. A título de exemplo, a má forma do sujeito 2 levou-o a atingir um estado de hiperventilação aguda, contraponto com o sujeito 3 (por exemplo) que obteve um desempenho respiratório notável.
- A abertura manual da válvula de chamada influência decisivamente a deteção de ciclos respiratórios por parte do sistema. Este fenómeno foi particularmente crítico na prova do sujeito 4 que manteve a válvula aberta durante bastante tempo, observando-se claramente que estava a hiperventilar durante a fase de corrida, ao passo que o sistema detetava uma frequência respiratória cada vez menor à medida que o sujeito abria a válvula durante mais tempo.
- No seguimento do ponto anterior, notou-se que a experiência dos operadores, no uso do ARICA, influencia o desempenho respiratório dos mesmos. Isto porque, de entre os sujeitos que nunca abriram a válvula de chamada manualmente (sujeitos 1, 2 e 3) e aqueles que a abriam em permanência (sujeito 4 por falta de experiência), o sujeito 5 (com grande experiência) utilizou a abertura manual da válvula de forma ponderada e apenas quando sentia necessidade. Assim, nunca atingiu frequência respiratória tão elevada como os sujeitos que nunca abriram a válvula, e não influenciou a deteção de ciclos de forma tão comprometedora como o sujeito 4.

Uma vez contextualizados os resultados obtidos, na generalidade, passa-se agora a descrever cada teste individualmente, procurando correlacionar o comportamento de cada sujeito com os resultados obtidos.

### ***Sujeito 1***

De grosso modo, no caso do sujeito 1, observaram-se os resultados esperados, começando o operador por apresentar um padrão ventilativo normal cujos valores vão aumentando gradualmente atingindo um estado de hiperventilação ao 8º minuto. O esforço máximo verifica-se ao 10º minuto (6º de corrida) sendo que a partir deste momento a frequência estabiliza em torno dos 30 ciclos/minuto, não se conseguindo atingir a deteção de hiperventilação aguda (>40 ciclos) facto que se deverá aos hábitos desportivos do sujeito. Com o início da fase de recobro, a frequência respiratória diminui gradualmente, de tal forma que no fim do teste o individuo já apresenta um padrão ventilativo quase normal.



**Figura 5.9 – Análise de dados do sujeito 1: I) Segmentos exportados do V.A.S.A, II) Mediana dos segmentos em gráficos de caixas e bigodes (*boxplot*)**

A Figura 5.9 I) surge como ilustração das conclusões tiradas por observação dos dados no V.A.S.A, contudo, da análise transversal à frequência e amplitude, verifica-se que o comportamento dos parâmetros se pode classificar de 2 formas: estável para as duas primeiras fases (devido ao baixo esforço físico que envolve o repouso e a caminhada) e variável nas duas últimas tarefas (aumento/diminuição consoante a taxa de trabalho aumenta/diminui). Adicionalmente, verificou-se a particularidade correspondente ao rápido decrescimento linear da frequência respiratória na fase de recobro, podendo-se justificar este fenómeno com a capacidade do sujeito em cadenciar a ventilação de maneira a recuperar rapidamente, mais uma consequência dos hábitos desportivos, tanto em termos

de exercício como a capacidade de suportar peso adicional ao do seu próprio corpo, advinda da musculação.

Como resultado da análise estatística, apresenta-se a Figura 5.9 II) que abstrai as fases do protocolo como gráficos de caixas e bigodes (retângulos azuis), apresentando: o percentil 75%, mediana, percentil 25%.

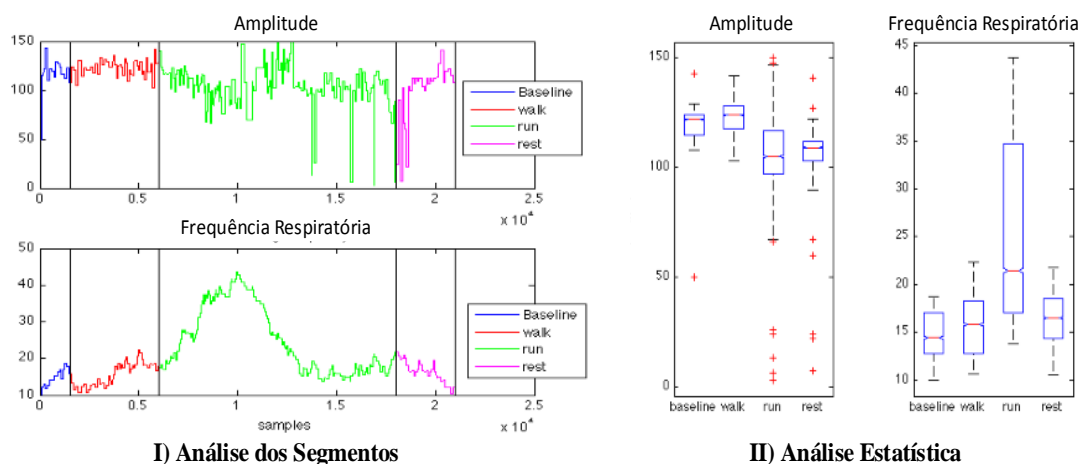
Como se pode observar, a mediana dos segmentos correspondentes a baixo esforço físico (repouso e caminhada) é significativamente diferente dos segmentos correspondentes a alto esforço físico (corrida e recobro). O resultado anterior encontra-se em conformidade com o esperado, uma vez que para cada nível de esforço, as necessidades ventilativas são necessariamente diferentes. Ainda neste âmbito, é de notar que as variâncias na frequência respiratória das fases de corrida e recobro são superiores às da fase de descanso (inicial). O que a título de crítica pode significar que a fase de recobro não é longa o suficiente, considerando o bom desempenho geral do sujeito.

### *Sujeito 2*

O indivíduo em questão não foi fisicamente capaz de efetuar o protocolo da prova de esforço na íntegra, daí os resultados serem bastante díspares do sujeito 1.

Na Figura 5.10 I) são apresentados os dados desta prova. Em termos de frequência, o sujeito começa por ventilar dentro dos limites estabelecidos como normais, isto para os segmentos de descanso e caminhada. Porém, durante a corrida, e à medida que o nível de esforço muscular foi aumentando, o sujeito atingiu rapidamente (3º minuto de corrida aproximadamente) um estado de hiperventilação aguda (a cima dos 40 ciclos/minuto [38]). Com esta taxa de ventilações, o indivíduo não foi capaz de suportar o nível de esforço físico pelo que diminuiu gradualmente a intensidade da corrida até ter voltado apenas à caminhada (aproximadamente minuto 6 de corrida), completando o resto do teste com este exercício.

No que diz respeito à amplitude, observa-se também que esta tem o comportamento esperado até ao momento em que o sujeito foi capaz de executar o protocolo, começando estável e diminuindo o seu valor à medida que o número de respirações por minuto aumenta. Posteriormente, já na fase de recobro, nota-se que a amplitude volta a aumentar.



**Figura 5.10 - Análise de dados do Sujeito 2: I) Segmentos exportados do V.A.S.A, II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes**

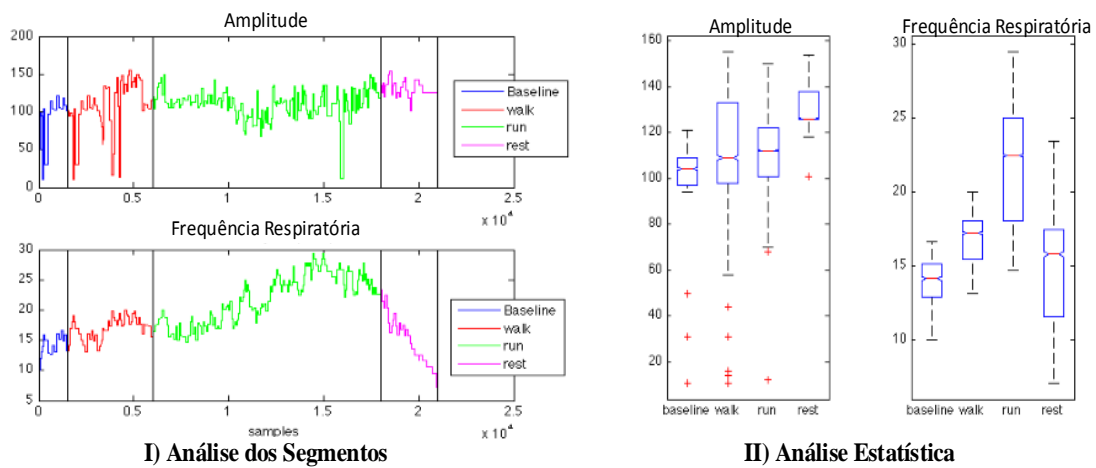
No geral, a análise deste teste é particularmente interessante na medida em que se conseguem relacionar os resultados com os fenômenos que decorreram durante o teste, e não tanto com a performance física esperada num sujeito padrão. Isto porque os resultados são convergentes com as consequências do elevado peso do sujeito, e a sua falta de hábitos desportivos.

### ***Sujeito 3***

O sujeito 3 permitiu, mais uma vez, observar um comportamento respiratório que coaduna com os níveis de esforço estabelecidos pelo protocolo.

A frequência de ventilação, na Figura 5.11 I), começa por registar valores normais notando-se um ligeiro aumento na fase de caminhada em relação ao repouso inicial, sem entrar num estado de hiperventilação. Durante a fase de corrida, a frequência vai aumentando gradualmente sendo que a hiperventilação só é atingida depois de 4 minutos a correr, atingindo o máximo (30 ciclos/minuto) no decorrer do 6º minuto. Finda a corrida, o sujeito recuperou muito rapidamente, respirando a menos de 12 ciclos/minuto no final de todo o teste.

A amplitude, por sua vez, é sempre estável por defeito quando comparada com os sujeitos 1 e 2, diminuindo ligeiramente com o crescimento da frequência, e voltando a estabilizar na fase recobro, fruto do esforço feito pelo sujeito em cadenciar a ventilação.



**Figura 5.11 - Análise de dados do Sujeito 3: I) Segmentos exportados do V.A.S.A, II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes**

Como conclusão final deste teste, e por comparação com os restantes, mais uma vez se consegue observar um comportamento respiratório padrão, para o teste em questão. Mais especificamente, quando comparados estes resultados com a prova do sujeito 1, conclui-se que o sujeito 3 consegue melhor performance na generalidade, isto dever-se-á às suas características (e. g. mais leve, melhor controlo da respiração), e às condições em que este teste foi executado (e. g. ambiente controlado e ARICA mais leve).

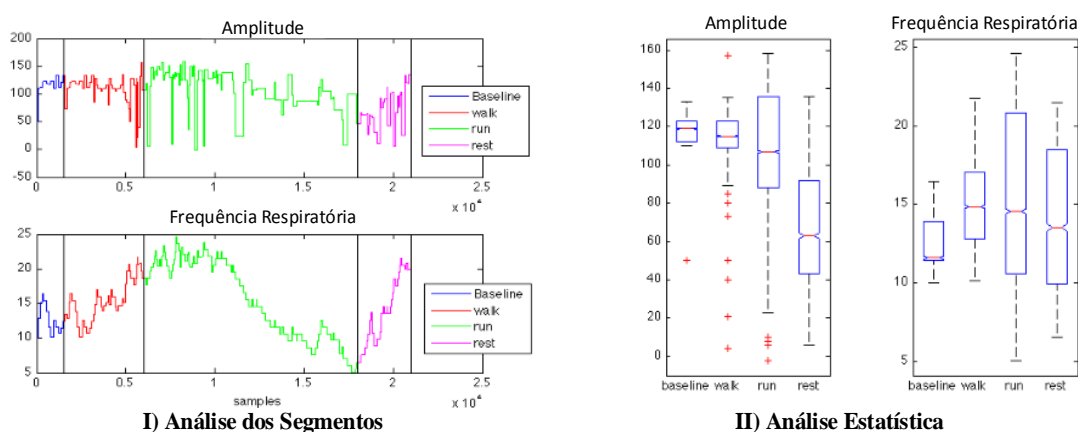
### **Sujeito 4**

Conforme o disposto na apresentação dos sujeitos, este possuía pouca experiência no uso dos aparelhos respiratórios, este facto levou o sujeito a ter comportamentos que influenciaram os resultados na generalidade, nomeadamente a abertura constante da válvula de chamada manualmente.

Na Figura 5.12 I), são apresentados os resultados do teste em termos de frequência e amplitude. Da visualização destes gráficos, observa-se que o comportamento do sinal é convergente com os resultados esperados, começando com padrões normais para as fases de descanso e caminhada, e aumentando à medida que o nível de esforço físico é incrementado. No entanto, na fase de corrida, e apesar de só hiperventilar a cerca de 22 ciclos/minuto, o sujeito não aguentou respirar apenas o ar fornecido pela válvula de chamada, facto que o induziu a abrir, a mesma, manualmente a partir do 3º minuto de corrida. Como já foi descrito, a abertura manual da válvula em causa, leva a que os valores de pressão no interior da máscara saturem no máximo, inviabilizando a algoritmia de análise ventilativa desenvolvida. Isto levou a que não fossem detetados todos os ciclos, logo a frequência respiratória determinada foi diminuindo até serem detetados apenas 5

ciclos/minuto, no final da fase de corrida, quando o sujeito mantinha a válvula quase sempre aberta. Na fase de recobro final, o indivíduo foi recuperando o controle da ventilação, diminuindo os períodos em que abria a válvula de chamada manualmente, pelo que no final do teste já conseguia respirar sem o fazer, levando a que voltassem a ser detetados todos os ciclos e desta forma a frequência subisse para os valores reais.

Também no domínio da amplitude, se pode observar que o comportamento é relativamente linear enquanto o sujeito não abria manualmente o sistema, passando a registar um comportamento anormal na onda fruto dos atrasos na deteção de ciclos ao longo do tempo.



**Figura 5.12 - Análise de dados do Sujeito 4: I) Segmentos exportados do V.A.S.A, II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes**

Neste teste, as circunstâncias observadas são diferentes dos restantes, neste caso, o sujeito foi fisicamente capaz de efetuar o teste, contudo teve de recorrer à abertura da válvula de chamada manualmente. Isto realça a importância da consideração deste fenómeno por parte dos algoritmos de análise ventilativa que funcionem com base no *VitalAir*. No entanto, este fenómeno será explorado e justificado na projeção de trabalho futuro desta dissertação.

### ***Sujeito 5***

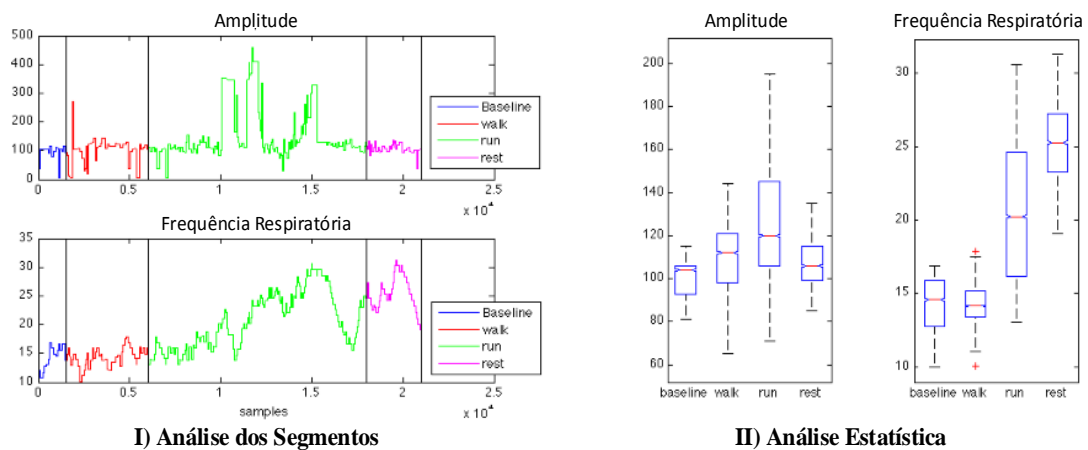
Da execução da prova de esforço do sujeito 5, obtiveram-se de novo os resultados esperados em termos do esforço induzido pelos exercícios do protocolo. Como já foi referido, este indivíduo é um ex-desportista federado e bombeiro de profissão, com grande cuidado com a forma física.

Na Figura 5.13 I), são visíveis os resultados obtidos durante a prova deste sujeito. Como se pode observar, a frequência respiratória mantém-se dentro de um padrão normal



desde o início do teste até cerca de meio da fase de corrida, fenômeno nunca observado em qualquer dos restantes testes. Com o atingir do máximo de esforço (6º minuto de corrida) atingiu a frequência máxima (a baixo dos 30 ciclos/minuto) sendo que nos 2 minutos seguintes abriu a válvula de chamada manualmente algumas vezes pelo que a frequência decresceu abruptamente pela incapacidade de detetar todos os ciclos nestas condições. Chegada a fase de recobro final, o individuo deixou de usar a abertura manual da válvula, passando os ciclos a serem detetados corretamente, daí se conseguir inferir a boa recuperação quando o individuo terminou a prova abaixo dos 20 ciclos por minuto, padrão normal.

Em termos de amplitude, em comparação com os testes anteriores, observa-se que esta é mais baixa, em valores absolutos e mantém-se estável à exceção de alguns picos pontuais, durante a fase de corrida, que demonstram o normal descontrolo respiratório induzido pelo esforço muscular.



**Figura 5.13 - Análise de dados do Sujeito 5: I) Segmentos exportados do V.A.S.A, II) Mediana dos segmentos em caixas de bigodes**

Neste teste, para além das consequências da boa performance do individuo, é de notar também a experiência profissional do mesmo. Ou seja, ao contrário dos restantes, este soube usar a abertura manual da válvula de chamada quando foi efetivamente necessário, quando estava em maior esforço. Ao contrário do Sujeito 4 que abria a válvula quase em permanência, ou dos restantes que nunca a usaram atingindo frequências mais elevadas à custa do esforço adicional que o sistema induz. Tudo isto, reforça ainda mais a futura consideração do fenómeno, de abertura da manual da válvula de chamada, nas implementações de *software* baseadas no *VitalAir*.



# 6 Conclusão e Trabalho Futuro

Neste último capítulo, apresentam-se as conclusões do trabalho desenvolvido no âmbito do *FIREMAN*, correlacionando os resultados obtidos com os requisitos identificados para sistema. Adicionalmente, e no seguimento das conclusões descritas, faz-se uma análise crítica ao sistema apontando as formas de o melhorar em trabalho futuro.

## 6.1 Conclusões

O sistema *FIREMAN* torna possível monitorizar os parâmetros respiratórios (e.g. padrões, consumo e autonomia de ar) de bombeiros nos cenários de utilização de aparelhos respiratórios, que por definição são extremamente perigosos para operacionais e vítimas. Isto, para além de auxiliar os bombeiros no terreno, através de alertas para situações de perigo e permitir uma otimização de recursos caso as decisões de âmbito operacional sejam tomadas com base na informação disponibilizada para o exterior dos teatros de atuação.

Considerando os resultados obtidos, o *FIREMAN* foi testado com bastante sucesso em vários sujeitos, utilizando aparelhos respiratórios de várias marcas e características, o que confere ao sistema um grau de fiabilidade que coaduna com os objetivos traçados e recursos disponíveis.

Para além das vantagens que este sistema pode trazer no âmbito operacional, o facto de se armazenar o sinal respiratório e poder analisá-lo com uma ferramenta dedicada ao efeito (*V.A.S.A.*), pode servir de base tecnológica ao grande interesse que existe, hoje em dia, em estudar as consequências fisiológicas que a profissão de bombeiro induz nos sujeitos. Ainda neste sentido, torna-se possível triar os operacionais mais aptos para intervenções com recurso ao *ARICA*, conclusão esta decorrente da análise de dados nas provas de esforço efetuadas, em que se conseguiu aferir a forma física e experiência dos bombeiros testados. No entanto, isto envolveria a integração do sistema no plano de formação dos corpos de bombeiros, situação esta facilitada pela boa receptividade que os voluntários demonstraram em utilizar o sistema durante os testes.

Em termos de utilização massiva do sistema, crê-se que esta seria feita de forma pacífica, contrapondo os custos ao benefício. Em primeiro lugar, o preço de produção do *hardware* é relativamente baixo (estima-se em 50€ por unidade, preço de 2013) para além do equipamento se encontrar embutido nos equipamentos de proteção individual (e. g. capacete e ARICA) não obrigando o operacional a ter cuidados adicionais nesse desígnio. Para além disto, a grande adesão da população a *smartphones Android* também facilita a utilização do sistema pois cada operacional poderia utilizar a aplicação no seu telefone particular. E ainda, grande parte dos veículos de estruturas de comando (e.g. VCOT, VCOC) já estão preparados para a utilização de computadores pessoais nos teatros de operações, possibilitando a utilização da aplicação Web como ferramenta de auxílio à coordenação de meios no terreno.

## 6.2 Trabalho Futuro

Analisando criticamente a implementação, a maior lacuna do sistema reside no processamento de sinal, mais especificamente na não deteção da abertura manual da válvula de chamada, como de resto se observou na avaliação do sistema. Assim, aponta-se a consideração deste fenómeno por parte dos algoritmos de análise respiratória do sistema, como aspeto de resolução mais premente em trabalho futuro.

Num âmbito mais alargado do processamento de sinal *VitalAir*, e apesar de testados/validados os algoritmos de análise respiratória e deteção de padrões, espera-se que a evolução natural passe por executar outro tipo de testes de forma a estender a ferramenta de análise com deteção de padrões patológicos (e.g. respiração *Kussmaul*, ritmo de *Biot*), servindo assim de suporte ao estudo das consequências fisiológicas que os teatros de operação induzem nos bombeiros.

Considerando a implementação *Android* como componente mais importante, já se concluiu como possível tornar a comunicação bidirecional do *VitalAir* com o *DroidJacket*, isto para que os alertas do *LED/Buzzer* do *VitalAir* sejam controlados pelas deteções de âmbito respiratório, integradas no *DroidJacket*. O desenvolvimento futuro desta funcionalidade tornaria ainda mais sólido o conceito do FIREMAN enquanto *software*, retirando qualquer interação com o utilizador da responsabilidade do *hardware*.

No compito geral da integração do sistema no terreno, e reforçando as conclusões já explanadas, a grande evolução seria o refinar o FIREMAN enquanto sistema autónomo e integrado no contexto da proteção civil. Em termos tecnológicos, isto consistiria em passar

as provas de conceito desenvolvidas em aplicações utilizáveis profissionalmente, a título de exemplo: nutrir a aplicação Web com funcionalidades de catalogação de bombeiros e respectivas sessões de monitorização respiratória. Com isto seria possível, correlacionar os dados dos operacionais com a sua função respiratória, podendo depois tratar os resultados algorítmicos e estatísticos por forma a aferir informação de interesse, como por exemplo, classificar indivíduos mais aptos a usar o ARICA e reportar a evolução dos indivíduos sob programas de formação na área.



# Referências

- [1] A. M. Guerra, *Segurança e protecção individual*, Escola Nacional de Bombeiros, 2ª edição, Outubro 2005.
- [2] C. F. de Castro, et al., *Combate a Incêndios Urbanos e Industriais*, Escola Nacional de Bombeiros, 2ª edição, Abril 2005.
- [3] D. Schottke, *Your First Response in Emergency Care*, World Headquarters, 2007.
- [4] J. L. Kelly, et al., *Firefighters*, Hong Kong: Hugh Lauter Levin Associates, Inc. 2003
- [5] International Association of Fire Chiefs and National Fire Protection Association, *Fundamentals of Fire Fighter Skills*, Massachusetts: Jones & Bartlett Publishers, Inc. 2008
- [6] E. D. von Heimburg, et al., Physiological Responses of Firefighters and Performance Predictors During a Simulated Rescue of Hospital Patients, *Ergonomics*, vol. 49, No. 2, 2006, 111-126
- [7] R. G. Love, et al., Study of the Physiological Effects of Wearing Breathing Apparatus, *Report No. TM/94/05*, Institute of Occupational Medicine, Edinburgh, 1994.
- [8] J. P. S. Cunha, et al., *Vital-Jacket®: A wearable wireless vital signs monitor for patients' mobility in cardiology and sports*, Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2010 4th International Conference, pp. 1-2, 22-25 March 2010 2010
- [9] M. M. F. Colunas, et al., "Droid Jacket: a mobile monitoring system for a team", in proceeding of: *7th International Wireless Communications and Mobile Computing Conference*, IWCMC 2011, pp. 2157-2161, 2011
- [10] M. M. F. Colunas, *DroidJacket: a mobile monitoring system for a team*, Universidade de Aveiro, 2010
- [11] P. Azevedo, *VitalAir: Suporte à monitorização online da respiração para bombeiros*, Universidade de Aveiro, 2012
- [12] S. N. Kales, et al., "Emergency duties and deaths from heart disease among firefighters in the United States," *New England Journal of Medicine*, vol. 356, pp. 1207-1215, 2007.

- [13] D. M. Benedek, et al., "First Responders: Mental Health Consequences of Natural and Human-Made Disasters for Public Health and Public Safety Workers\*," *Annu. Rev. Public Health*, vol. 28, pp. 55-68, 2007.
- [14] "Tecnologia SIRESP". <http://www.siresp.com/tecnologia.html>. Maio 2013
- [15] U. S. Department of Homeland Security, U. S. Fire Administration, *Voice Radio Communications Guide for the Fire Service*, Chicago: Federal Emergency Management Agency, 2008.
- [16] E. N. Marieb, *Human Anatomy & Physiology*, 5<sup>th</sup> edn., Addison Wesley Longman, Inc. (2001) , 834-880
- [17] J. H. Wilmore, et al. , *Physiology of Sport and Exercise*, 4<sup>th</sup> edn.: Human Kinetics (2008)
- [18] G. C. White, *Basic Clinical Lab competencies for respiratory care: An integrated Approach*, 5<sup>th</sup> edn: Delmar Cengage Learning,2009
- [19] D. A. L. M. Cruz, "Alterações do padrão respiratório: avaliação e intervenções de enfermagem", *Acta Paul Enf.*, São Paulo, vol. 8, n.2, pp. 15-20,1994.
- [20] "Vital responder - monitoring stress among first responder professionals." <http://www.cmuportugal.org/tiercontent.aspx?id=1556>, Maio de 2013.
- [21] K.Wac, et al., "Mobile patient monitoring: The mobihealth system" in Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC Annual International Conference of the IEEE, pp. 1238, 2009
- [22] Proetex, "<http://www.proetex.org>", Maio 2013
- [23] Wealthy, "<http://www.wealthy-ist.com>", Maio 2013.
- [24] Zephyr, "<http://www.zephyr-technology.com>", Maio 2013.
- [25] Vital Vest TM, "<http://www.aip.org/dbis/stories/2008/18019.html>", Maio 2013.
- [26] R. H. E. Jovanov, et al., Thermistor-based breathing sensor for circadian rhythm evaluation, in proc. 38th Annual Rocky Mountain Bioengineering symp, 2003.
- [27] X. Sun, et al., Ventilatory Efficiency during Exercise in Healthy Subjects, *American Journal of respiratory and Critical Care Medicine*, vol, 166, 2002, 1443-1448
- [28] D. J. Patterson, et al., Changes in Arterial K<sup>+</sup> and Ventilation during Exercise in Normal Subjects and subjects with McArdle's Syndrome, *Journal of Physiology*, vol. 429, 1990, 339-348
- [29] ZedGraph. <http://zedgraph.dariowiz.com/>, Maio de 2013
- [30] "Calling ASP.NET Webservice (ASMX) from an Android Application", <http://www.codeproject.com/Articles/304302/Calling-Asp-Net-Webservice-ASMX-From-an-Android-Ap>, Maio de 2013
- [31] "ksoap2-android", <http://code.google.com/p/ksoap2-android/>, Maio de 2013



- [32] “Membership in ASP.NET”, <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/ff648345.aspx>, Maio de 2013
- [33] “Chart Controls”, <http://archive.msdn.microsoft.com/mschart>, Maio de 2013
- [34] “Java Bluetooth Server Application”, <http://luugiathuy.com/2011/02/android-java-bluetooth/>, Maio 2013
- [35] “Draeger”, <http://www.draeger.com>, Maio de 2013
- [36] “Racal”, [http://www.regency-uk.com/html/3m\\_scba.html](http://www.regency-uk.com/html/3m_scba.html), Maio 2013
- [37] “Fenzy”, [http://www.honeywellsafety.com/Products/Respiratory\\_Protection/Fenzy\\_Aeris\\_Marine\\_SCBA.aspx?site=/uk](http://www.honeywellsafety.com/Products/Respiratory_Protection/Fenzy_Aeris_Marine_SCBA.aspx?site=/uk), Maio 2013
- [38] R. Murthy, et al., Noncontact Measurement of Breathing Function, *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 2006, 57-67



# Apêndices

## Apêndice A

### VASimulator

Tendo em conta que a implementação, dos diferentes módulos de *software* do sistema FIREMAN, foi concebida em ambiente laboratorial revelou-se necessário o desenvolvimento de uma plataforma de simulação do *VitalAir*, isto para agilizar o desenvolvimento do sistema e evitar constrangimentos logísticos (e. g. enchimento frequente do ARICA, utilização constante para testes de implementação).

Posto isto, implementou-se uma aplicação, em *JAVA*, que visa simular o comportamento do *hardware VitalAir* em termos de envio de tramas por uma interface *Bluetooth*. Assim, a projeção inicial consistia em ler amostras capturadas do *VitalAir* e dissimilá-las por *Bluetooth* com a mesma periodicidade que o *hardware*, 320 ms por trama [11]. Neste sentido tomou-se como exemplo uma aplicação de troca de mensagens, entre um computador pessoal e um *smatphone*, via *Bluetooth*[34].

Procurando reproduzir então o fluxo dos dados no seio da aplicação, começa-se por ler um ficheiro, através dos métodos que a linguagem suporta neste desígnio, e reconhecem-se as tramas completas para um vetor pela respetiva ordem cronológica.

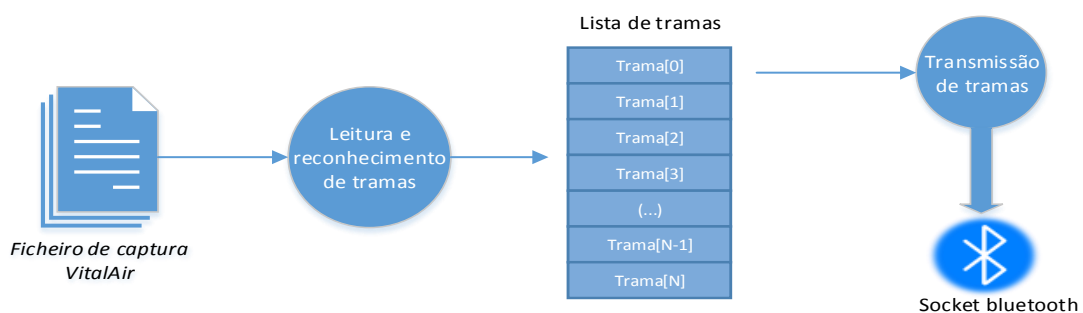


Figura A. 1 - Leitura de ficheiros *VitalAir*

Seguidamente, inicializa-se um fio de execução que envia as tramas contidas na Lista (Figura A. 1 - Leitura de ficheiros *VitalAir*) através de um cursor numérico que é incrementado cada vez que uma trama é transmitida, ou seja, o serviço envia uma trama, incrementa o cursor (para transmitir a seguinte na próxima iteração) e adormece durante 320 ms. Este processo repete-se até que o programa seja parado.

Introduzindo na aplicação as capturas usadas para a implementação dos algoritmos de padronização/deteção de eventos respiratórios, tornou-se possível testar a implementação da aplicação móvel em ambiente laboratorial, agilizando a implementação e permitindo uma maior fiabilidade da mesma.